



Escuela
Politécnica
Superior

Construcción y evaluación de una prótesis mioeléctrica de mano de bajo coste



Grado en Ingeniería Robótica

Trabajo Fin de Grado

Autor:

Pau Sánchez Carratalá

Tutores:

Andrés Úbeda Castellanos

José Luís Ramón Carretero

Julio 2020



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

Construcción y evaluación de una prótesis mioeléctrica de mano de bajo coste

Autor

Pau Sánchez Carratalá

Tutores

Andrés Úbeda Castellanos

FÍSICA, INGENIERÍA DE SISTEMAS Y TEORÍA DE LA SEÑAL

José Luís Ramón Carretero

FÍSICA, INGENIERÍA DE SISTEMAS Y TEORÍA DE LA SEÑAL



Grado en Ingeniería Robótica



Escuela
Politécnica
Superior



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

ALICANTE, Julio 2020

Abstract

The main goal of this project is to build a low cost transradial myoelectric prosthetic hand that can be easily reproduced by anyone using common materials. In order to find out about user needs and what was the best way to implement the prosthetic solution, an analysis on all currently available myoelectric prosthetics was performed. Once this was done, a myoelectric prosthetic hand design was proposed along with an actuation and myoelectric control system that suits this project's objective, lowering production cost without losing functionality.

Resumen

El objetivo de este Trabajo de Fin de Grado es construir una prótesis transradial mioeléctrica de bajo coste que cualquier persona pueda fabricar de forma simple y con materiales comunes. Para ello se llevó a cabo un análisis de las prótesis de miembro superior actuales, tanto las disponibles comercialmente como los estudios de investigación en este ámbito con el objetivo de conocer las necesidades de los usuarios y el mejor método para llevar implementar este proyecto. Una vez realizado, se propone un diseño de prótesis, así como un sistema de actuación y de control mioeléctrico que se ajustan a los objetivos del proyecto, reduciendo al mínimo el coste sin perder la funcionalidad de la misma.

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría agradecer a mis tutores, Andrés Úbeda Castellanos y José Luís Ramón Carretero, así como el resto compañeros del grupo de investigación HURO, por su apoyo y consejos durante este trabajo ya que sin su colaboración y conocimiento no habría sido posible este trabajo.

También agradecer a mi familia, por enseñarme a hacerme preguntas y por darme la oportunidad de estudiar una carrera y llegar hasta donde estoy hoy en día.

Por último, dar las gracias a mi pareja, tanto por su apoyo como por sus consejos durante los últimos meses.

*Life before death,
strength before weakness,
journey before destination.*

Brandon Sanderson.

Índice general

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 1 | Introducción | 1 |
| 2 | Objetivos | 3 |
| 3 | Diseño | 5 |
| 3.1 | Estado del arte | 5 |
| 3.1.1 | Prótesis activas de miembro superior | 5 |
| 3.1.2 | Dispositivos comerciales | 6 |
| 3.1.3 | Dispositivos de bajo coste | 7 |
| 3.1.4 | Realimentación sensorial | 11 |
| 3.2 | Procedimiento | 14 |
| 3.2.1 | Elección del modelo | 14 |
| 3.2.2 | Construcción del prototipo | 15 |
| 3.2.2.1 | Materiales necesarios | 15 |
| 3.2.2.2 | Impresión de las piezas | 15 |
| 3.2.2.3 | Montaje | 15 |
| 3.2.2.3.1 | Dedos | 15 |
| 3.2.2.3.2 | Palma | 19 |
| 3.2.2.3.3 | Tendones | 20 |
| 3.2.2.4 | Problemas encontrados | 21 |
| 3.2.3 | Diseño de segundo prototipo | 23 |
| 3.2.3.1 | Ajustes realizados | 23 |
| 3.2.3.2 | Ajustes propuestos | 24 |
| 3.2.3.3 | Montaje del segundo prototipo | 25 |
| 4 | Control | 27 |
| 4.1 | Estado del arte | 27 |
| 4.1.1 | Interacción hombre-máquina | 27 |
| 4.1.1.1 | Sistemas de interacción gestuales | 27 |
| 4.1.1.1.1 | Reconocimiento de gestos | 27 |
| 4.1.1.1.2 | Interfaces oculares | 29 |
| 4.1.1.1.3 | Interfaces táctiles | 29 |
| 4.1.1.2 | Sistemas de interacción por voz | 29 |
| 4.1.1.3 | Sistemas de interacción basados en bioseñales | 29 |
| 4.1.1.3.1 | Electrooculograma | 29 |
| 4.1.1.3.2 | Electroencefalograma | 30 |
| 4.1.1.3.3 | Electromiograma | 30 |
| 4.1.2 | Control mioeléctrico | 32 |
| 4.1.2.1 | Procesamiento de señales EMG | 32 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 4.1.2.2 | Dispositivos comerciales para adquisición de señales EMG superficiales (sEMG) | 32 |
| 4.1.2.3 | Tipos de control mioeléctrico | 34 |
| 4.2 | Procedimiento | 37 |
| 4.2.1 | Comparativa entre dispositivos de medición | 37 |
| 4.2.1.1 | Desarrollo de la aplicación | 38 |
| 4.2.1.1.1 | Configuración | 38 |
| 4.2.1.1.2 | Calibración | 38 |
| 4.2.1.1.3 | Plot | 39 |
| 4.2.1.1.4 | Inicio | 39 |
| 4.2.1.2 | Protocolo de pruebas | 40 |
| 4.2.2 | Diseño y programación del control mioeléctrico | 43 |
| 4.2.2.1 | Tipo de control seleccionado | 43 |
| 4.2.2.2 | Procesamiento de la señal | 44 |
| 4.2.2.3 | Implementación | 44 |
| 5 | Actuación | 47 |
| 5.1 | Estado del arte | 47 |
| 5.1.1 | Prótesis subactuadas | 47 |
| 5.1.1.1 | Mecanismos diferenciales | 47 |
| 5.1.1.2 | Tipos de prótesis subactuadas | 48 |
| 5.1.1.3 | Ejemplos de prótesis subactuadas | 50 |
| 5.1.2 | Prótesis sobreactuadas | 50 |
| 5.1.2.1 | Materiales inteligentes | 51 |
| 5.1.2.2 | Ejemplos de prótesis sobreactuadas | 52 |
| 5.2 | Procedimiento | 54 |
| 5.2.1 | Selección de un motor | 54 |
| 5.2.1.1 | Tipos de motores | 54 |
| 5.2.1.2 | Comparativa entre distintos motores | 54 |
| 5.2.2 | Incorporación del motor al diseño de la prótesis | 55 |
| 6 | Presupuesto | 57 |
| 7 | Trabajo futuro | 59 |
| 8 | Conclusiones | 61 |
| | Bibliografía | 63 |
| | Lista de Acrónimos y Abreviaturas | 71 |

Índice de figuras

| | | |
|------|---|----|
| 3.1 | Ejemplo de prótesis pasiva (<i>Asthetic Prosthethcics</i> , s.f.). | 5 |
| 3.2 | Esquema de funcionamiento de una prótesis mecánica (Engels y Cipriani, 2019). | 6 |
| 3.3 | Prótesis mioeléctrica i-Limb Ultra de Touch Bionics (<i>Touch Bionics</i> , s.f.). | 6 |
| 3.4 | Prótesis transradiales comparadas en la tabla 3.1. | 8 |
| 3.5 | Ejemplos de prótesis mecánicas de bajo coste. | 8 |
| 3.6 | Prótesis Mark V de la empresa Surcoreana Mand.ro (<i>Mand.ro [Online]</i> , s.f.). | 9 |
| 3.7 | Esquema de control con máquina de estados de la prótesis Mark V (Ku y cols., 2019). | 9 |
| 3.8 | Prótesis Hero Arm de Open Bionics (<i>Open Bionics [Online]</i> , s.f.). | 10 |
| 3.9 | Esquema del estudio realizado por Kim y Colgate (2012) que muestra la presión media del agarre (a) y el tiempo medio para completar la tarea (b) para prótesis sin realimentación (N) y con realimentación de fuerza (P). | 11 |
| 3.10 | Esquema del estudio realizado por Saunders y Vijayakumar (2011) para evaluar la utilidad de la realimentación vibrotáctil para prótesis mioeléctricas en personas sin amputaciones. | 13 |
| 3.11 | Prótesis OpenBionics (Kontoudis y cols., 2015). | 14 |
| 3.12 | Piezas impresas en 3D para la construcción del primer prototipo. | 18 |
| 3.13 | Montaje de los dedos. | 19 |
| 3.14 | Costura de las articulaciones de los dedos. | 19 |
| 3.15 | Montaje del sistema de los botones para el bloqueo de dedos. | 20 |
| 3.16 | Montaje del mecanismo de bloqueo del dedo pulgar. | 20 |
| 3.17 | Montaje de rodamientos para la transmisión de los tendones. | 21 |
| 3.18 | Árbol de tendones en posición relajada y en contracción, con y sin bloqueo de dedos. | 21 |
| 3.19 | Unión de ambas palmas de la prótesis. | 22 |
| 3.20 | Modificaciones introducidas para mejorar la calidad del bloqueo de dedos. | 23 |
| 3.21 | Modelo de dedo y articulaciones propuesto por la Flexy Hand 2 (Gyrobot, s.f.). | 25 |
| 3.22 | Primer y segundo prototipo de la prótesis (negro y rojo respectivamente). | 25 |
| 4.1 | Estudio realizado por Kyranou y cols. (2016) evaluando la información obtenida por distintos elementos de una IMU para distintos tipos de agarre de una prótesis mioeléctrica. | 28 |
| 4.2 | Electromiograma de varias contracciones de bíceps medido mediante el dispositivo Noraxon (Côté-Allard y cols., 2019). | 30 |
| 4.3 | Ejemplo de sensor EMG intramuscular (<i>Cadwell Industries [Online]</i> , s.f.). | 31 |
| 4.4 | Colocación del sensor sEMG MyoWare sobre el bíceps (<i>Advancer Technologies [Online]</i> , s.f.). | 31 |
| 4.5 | Procesamiento de señales EMG (Hamill y cols., 2017). | 33 |

| | | |
|------|---|----|
| 4.6 | Sistema Noraxon Ultimum para adquisición de señales EMG superficiales (<i>Noraxon [Online]</i> , s.f.). | 34 |
| 4.7 | Sistema Trigno Avanti para adquisición de señales sEMG y su aplicación de móvil (<i>Delsys [Online]</i> , s.f.). | 35 |
| 4.8 | Placa e-Health para adquisición de señales sEMG. | 35 |
| 4.9 | Interfaz de la aplicación desarrollada para comparar dispositivos de medición. | 37 |
| 4.10 | Fases de calibración de la aplicación. | 39 |
| 4.11 | Esquema de función de representación gráfica de la señal Electromiográficas (EMG). | 40 |
| 4.12 | Ejemplo del funcionamiento de una prueba. | 41 |
| 4.13 | Ejemplo de los 4 objetivos distintos que el usuario deberá completar para cada prueba. | 42 |
| 5.1 | Esquema con distintos mecanismos diferenciales: basado en palanca (a), basado en poleas (b), basado en piñones (c) y mecanismo diferencial continuo (d) (Xu y cols., 2015). | 48 |
| 5.2 | Mecanismo diferencial de la prótesis construida. | 48 |
| 5.3 | Ejemplo del sistema de tendones utilizado por la mayoría de prótesis actuales. | 49 |
| 5.4 | Garra protésica basada en enlaces propuesta por Gosselin y Laliberte (1998). | 49 |
| 5.5 | Deformación de un cable SMA después de aplicarle un voltaje de 4.0 V mientras soporta una carga de 1.372 N (Matsubara y cols., 2012). | 51 |
| 5.6 | Prótesis basada íntegramente en actuadores SMA propuesta por Matsubara y cols. (2012). | 52 |
| 5.7 | Comparativa de tamaño de la prótesis sobreactuada propuesta por Williams y Walter (2015). | 52 |
| 5.8 | Diseño de la prótesis sobreactuada propuesta por Atasoy y cols. (2016). | 53 |
| 5.9 | Piezas propuestas por Kontoudis y cols. (2015) para conectar los tendones al motor HerculeX DRS-0201 (b) y este a la prótesis (a). | 56 |
| 5.10 | Motor HerculeX DRS-0201 propuesto por Kontoudis y cols. (2015) y motor DS3235 propuesto en este trabajo. | 56 |
| 5.11 | Polea modificada para conectar al motor DS3235 probada en un DS3218MG. | 56 |

Índice de tablas

| | | |
|-----|--|----|
| 3.1 | Comparativa entre las principales prótesis transradiales (van der Riet y cols., 2013). | 7 |
| 3.2 | Lista de herramientas necesarias. | 15 |
| 3.3 | Lista de materiales necesarios. | 16 |
| 3.4 | Lista de piezas a imprimir. | 17 |
| 3.5 | Lista de materiales modificada. | 24 |
| 4.1 | Comparativa entre dispositivos para medir señales EMG (Côté-Allard y cols., 2019). | 34 |
| 5.1 | Comparativa entre servomotores para la actuación de la prótesis | 55 |
| 6.1 | Precio de los materiales necesarios para construir la prótesis propuesta. . . . | 57 |

1 Introducción

Las amputaciones de extremidades, ya sea de miembro superior o de miembro inferior son un problema que afecta a un gran porcentaje de la población. Según Ziegler-Graham y cols. (2008), en Estados Unidos aproximadamente 185.000 personas sufren una amputación cada año y hasta 2.2 millones de personas viven actualmente con esta condición. Aunque es difícil encontrar estadísticas a nivel global sobre este problema, se observan números similares en países europeos como Alemania con 57.637 amputados en 2014 (Kröger y cols., 2017).

Se pueden dividir las amputaciones en dos principales grupos: menores y mayores. Las primeras son aquellas que se limitan a una mano, pie o segmentos de estos (por ejemplo, pérdida de un dedo). Por otro lado, las amputaciones mayores pueden ser divididas en 4 grupos dependiendo del hueso que segmentan: transfemoral y transtibial para miembro inferior y transhumeral y transradial para miembro superior. El objetivo principal de este trabajo serán las prótesis para amputaciones transradiales de miembro superior (McGimpsey y Bradford, 2008).

La principal causa de amputación suele ser un traumatismo (entre 45.2% y 61.6%), seguida de enfermedades vasculares (entre 15.1% y 37.4%), diabetes mellitus (principalmente en amputaciones de miembro inferior, entre 14.3% y 18.2%), obstrucción severa de vasos sanguíneos (19.7%), tumores (entre 3% y 13.1%) y otras causas menores como trombosis venosa, deformidades congénitas, quemaduras... (Mousavi y cols., 2012; Hrubec y Ryder, 1980; Kirkup, 2007; Østlie y cols., 2011)

Aunque la pérdida de un miembro puede causar alteraciones graves de las habilidades motoras y funcionales del paciente, la rehabilitación protética tiene el potencial de mejorar la calidad de vida y está relacionada con mayor probabilidad de regresar al mundo laboral (Millstein y cols., 1985; SHEIKH, 1985). Sin embargo, a pesar de estos potenciales beneficios, un gran porcentaje de personas que sufren amputaciones no hacen uso de prótesis. El porcentaje de uso varía entre 27% y 54% para amputaciones de miembro superior y entre 49% y 96% para amputaciones de miembro inferior (Raichle y cols., 2008).

A pesar de que hay varios motivos tanto médicos (dolor de miembro fantasma, nivel de amputación, pérdida de la mano dominante, tiempo pasado desde la amputación... (Burger y Marinček, 1994; Smith y cols., 1999; Roeschlein y Domholdt, 1989)) como sociales (nivel de educación o la situación laboral (Roeschlein y Domholdt, 1989)) que provocan que la cantidad de personas que deciden hacer uso de una prótesis de miembro superior sea tan bajo, el principal motivo del bajo uso de prótesis de miembro superior es debido al coste elevado que pueden llegar a alcanzar las prótesis, llegando hasta los 75.000€ en algunos casos (van der Riet y cols., 2013).

2 Objetivos

El objetivo principal de este proyecto es construir una prótesis transradial mioeléctrica de mano con el mínimo coste posible, que sea fácil de reproducir de forma personalizada por cualquier persona y que sea controlable mediante señales mioeléctricas sencilla e intuitivamente. Para lograr este propósito, será necesario cumplir los siguientes requisitos:

- Estudio del estado del arte y de proyectos similares que traten de resolver este problema.
- Selección y construcción de un modelo prótesis transradial que cumpla los requisitos planteados.
- Propuesta de mejora del prototipo inicial en base a los problemas encontrados.
- Evaluación y comparación de distintos métodos de control mioeléctrico para la prótesis.
- Diseño e implementación de un sistema de actuación mediante un motor.

3 Diseño

3.1 Estado del arte

3.1.1 Prótesis activas de miembro superior

Dependiendo del nivel de actuación y el tipo de control de una prótesis, se puede distinguir 4 tipos distintos (Vujaklija y cols., 2016):

- **Prótesis pasivas:** Son el tipo más simple de prótesis, su objetivo principal es restaurar el aspecto estético del miembro lo máximo posible (por ejemplo, simulando el tono de piel y proporciones del miembro original). Sin embargo, no disponen de ningún elemento activo y su funcionalidad se reduce a sostener objetos ligeros mediante posiciones predefinidas.



Figura 3.1: Ejemplo de prótesis pasiva (*Asthetic Prosthetics*, s.f.).

- **Prótesis mecánicas:** Estas prótesis hacen uso de movimientos corporales para flexionar el codo (en prótesis transhumerales) o accionar el cierre de la mano. Para conseguir esto, se hace uso de un cable conectado entre el elemento a accionar y un arnés o soporte unido al cuerpo del usuario. De esta forma, al realizar ciertos movimientos del brazo (como flexionar el hombro) el elemento final se cierra, abriéndose de nuevo al relajar el hombro (en la figura 3.2 se muestra un ejemplo de esto). Estas prótesis pueden ser una buena elección para un uso prolongado de las mismas, ya que tienen un peso muy reducido y una gran durabilidad.
- **Prótesis mioeléctricas:** Este tipo de dispositivos están accionadas de forma externa mediante uno o varios motores. El accionamiento de estos motores es realizado mediante control mioeléctrico (se comentará más en profundidad de este tipo de control en el apartado 4.1.2.3) de forma que el usuario puede controlar el movimiento de la mano mediante la contracción de uno o varios músculos de su cuerpo. Este grupo es el que consigue un funcionamiento más parecido al comportamiento de un miembro original.

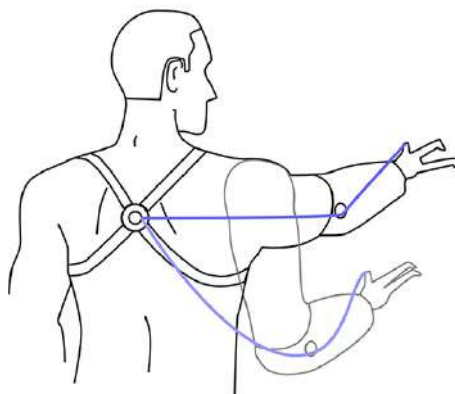


Figura 3.2: Esquema de funcionamiento de una prótesis mecánica (Engels y Cipriani, 2019).

Sin embargo, a pesar de sus ventajas funcionales y estéticas, estas prótesis requieren mucho más mantenimiento, son más pesadas y tienen un coste mucho más elevado al resto de alternativas, por lo que no serán la opción adecuada para todos los usuarios.



Figura 3.3: Prótesis mioeléctrica i-Limb Ultra de Touch Bionics (*Touch Bionics*, s.f.).

- **Prótesis híbridas:** Combinan los dos tipos anteriores, por ejemplo, una prótesis transhumeral formada por un codo accionado mediante control mioeléctrico y una mano accionada mediante movimiento corporal.

3.1.2 Dispositivos comerciales

Los tres principales competidores del mercado de prótesis mioeléctricas transradiales tradicionales son OttoBock®, Touch Bionics® y RSLSteeper®. En la tabla 3.1, obtenida del estudio realizado por van der Riet, Stopforth, Bright, y Diegel (2013) en la Universidad de KwaZulu-Natal en Sudáfrica, se relacionan las 3 principales prótesis del mercado con la prótesis SmartHand desarrollada por Cipriani y cols. (2011). En este estudio se comprueba que las 3 prótesis comerciales, a pesar de tener diferencias, ofrecen funciones muy similares: ninguna de ellas aporta una realimentación de fuerza al usuario y todas funcionan mediante control mioeléctrico con varias posiciones predefinidas.

| | i-Limb ultra ¹ | BeBionic3 ² | Michelangelo ³ | SmartHand ⁴ |
|--|---------------------------|------------------------|---------------------------|------------------------|
| Fuerza de Agarre (N) | 136 | 140 | 70 | 36 |
| Fuerza de agarre lateral (N) | 34 | 27 | 60 | 8 |
| Carga pasiva (kg) - Agarre gancho | 90 | 45 | - | 10 |
| Velocidad de cierre | 1.2 | 1.0 | - | 1.5 |
| Posiciones de agarre | 11 | 14 | 7 | - |
| Control | Mioeléctrico | Mioeléctrico | Mioeléctrico | Mioeléctrico |
| Actuadores | 5 Motores CC | 5 Motores CC | 3 Motores CC | 4 Motores CC |
| Sensores Táctiles | No | No | No | Presión |
| Realimentación sensorial | No | No | No | 5 vibrotáctiles |
| Peso (g) | 479 | 598 | 600 | 530 |
| Coste (\$) | 40.000 | 35.000 | 75.000 | - |

Tabla 3.1: Comparativa entre las principales prótesis transradiales (van der Riet y cols., 2013).

El principal inconveniente de las prótesis mioeléctricas comerciales es su precio, que varía entre 40.000 y 75.000 dólares para las empresas mencionadas (van der Riet y cols., 2013). También se encuentran prótesis mecánicas en el mercado, estas son más accesibles que las anteriores (de 4.000 a 10.000\$, (Resnik y cols., 2012)) pero ofrecen una funcionalidad mucho más reducida (proporcionan menos fuerza, son más incómodas de utilizar, tienen menos configuraciones posibles...).

3.1.3 Dispositivos de bajo coste

En contraposición a las prótesis comerciales, gracias a la evolución de la impresión 3D en los últimos años que nos permite obtener piezas personalizadas de forma rápida y barata en nuestra propia casa, se han desarrollado gran cantidad de prótesis que hacen uso de esta tecnología. Esta alternativa a las prótesis comerciales surgió en 2011 gracias a Ivan Owen, co-fundador de e-NABLE y creador de la primera prótesis fabricada mediante impresión 3D (*Enabling The Future [Online]*, s.f.). El desarrollo de las prótesis de bajo coste ha estado muy ligado a organizaciones como e-NABLE o, en España, Ayúdame3D (*Ayúdame 3D [Online]*, s.f.) que trabajan con modelos de código abierto, permitiendo a cualquier persona en cualquier parte del mundo fabricar su propia prótesis y colaborar en el desarrollo de nuevos modelos.

Gracias a estas iniciativas, tener una prótesis en casa es posible por un coste mínimo (de 20 a 500\$ dependiendo del modelo (ten Kate y cols., 2017)), aunque es muy difícil hacer una estimación exacta de el coste que supondría a un futuro cliente, ya estas prótesis solo tienen en cuenta los costes de producción (en muchos casos simplemente se cuenta el precio del material) porque están pensadas para ser desarrolladas por particulares y no a producirse a un público más amplio (ten Kate y cols., 2017). Un ejemplo de este tipo de prótesis es el Unlimbited Arm de e-NABLE (*Enabling The Future [Online]*, s.f.) o la Trésdesis Mary de *Ayúdame 3D [Online]* (s.f.). En la figura 3.5 se observa que ambas son muy similares, de tipo

¹ *Touch Bionics* (s.f.)

² *RSLSteeperr* (s.f.)

³ *OttoBock* (s.f.)

⁴ *SmartHand* (Cipriani y cols., 2011)

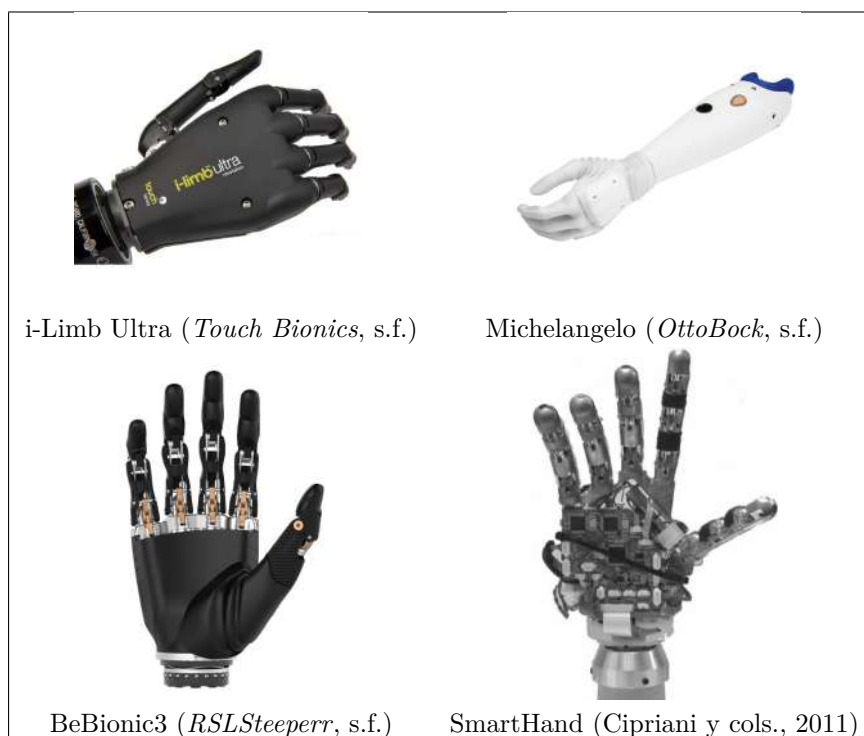


Figura 3.4: Prótesis transradiales comparadas en la tabla 3.1.

mecánico, donde el movimiento de apertura y cierre de la mano es controlado mediante el movimiento del codo.



Figura 3.5: Ejemplos de prótesis mecánicas de bajo coste.

Debido al coste que conllevan los electrodos y resto de elementos necesarios para el control mioeléctrico, gran parte del desarrollo de prótesis de bajo coste se centra en prótesis mecánicas, ya que pueden llegar a construirse con materiales que se encuentran en casa o pueden adquirirse por un coste muy reducido. Sin embargo, es posible encontrar prótesis mioeléctricas de bajo coste disponibles de forma abierta en internet, aunque la mayoría son proyectos de investigación en desarrollo y no productos finalizados. Un ejemplo de esto es la iniciativa OpenBionics (Liarokapis y cols., 2014), que surgió con el objetivo de desarrollar prótesis y

otros dispositivos biónicos de bajo coste y que puedan construirse con materiales fáciles de conseguir en cualquier lugar.

A pesar de que la gran mayoría de prótesis impresas en 3D no han llegado al mercado, en los últimos años algunas prótesis de este estilo han comenzado a estar disponibles para la compra, la primera de estos casos es la prótesis Mark V de Mand.ro (*Mand.ro [Online]*, s.f.; Ku y cols., 2019). Esta prótesis está disponible por únicamente 600\$ en su versión sin ensamblar y 999\$ si se compra lista para su uso. Se trata de una prótesis mioeléctrica con 5 actuadores distintos y 14 articulaciones, pesa únicamente 360g y permite 5 tipos de agarre que pueden ser seleccionados mediante contracciones musculares (se muestra un esquema de estos agarres en la figura 3.7).

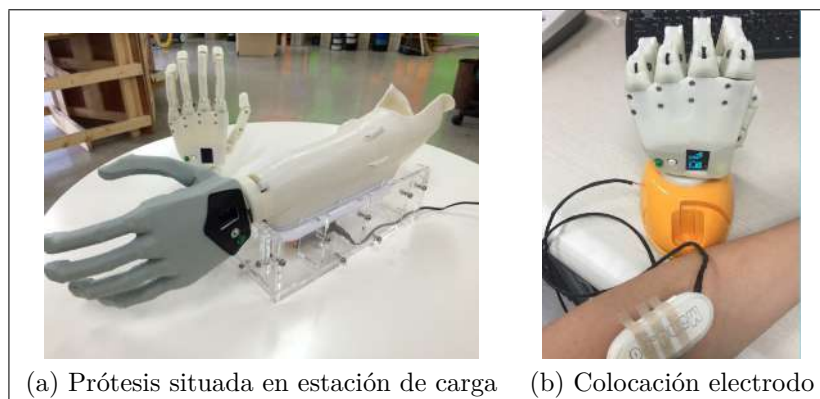


Figura 3.6: Prótesis Mark V de la empresa Surcoreana Mand.ro (*Mand.ro [Online]*, s.f.).

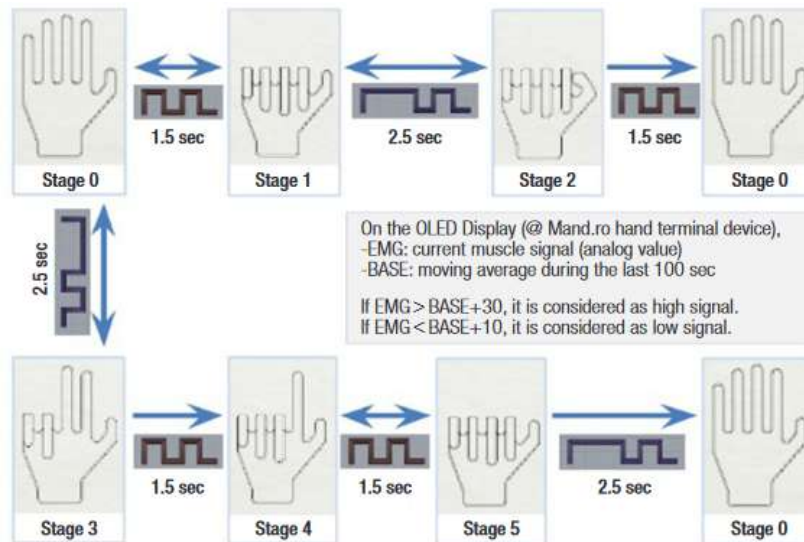


Figura 3.7: Esquema de control con máquina de estados de la prótesis Mark V (Ku y cols., 2019).

Otra prótesis mioeléctrica de bajo coste que se puede adquirir de forma comercial es el

Hero Arm (figura 3.8) de Open Bionics (no se debe confundir con la iniciativa OpenBionics comentada anteriormente, se trata de proyectos distintos). Esta prótesis compite en prestaciones y funciones con las prótesis de alto coste por un precio muchísimo más bajo, tiene 6 tipos de agarre predefinidos que utilizan control proporcional y a diferencia de las prótesis mencionadas, utiliza actuadores vibrotáctiles para transmitir información al usuario como el estado seleccionado, posibles errores o la situación de la batería (*Open Bionics [Online]*, s.f.). Puede ser adquirida por alrededor de 3.000\$, un precio que puede parecer elevado en comparación a la prótesis Mark V mencionada anteriormente pero sigue estando muy lejos de los precios extraordinarios alcanzados por el resto de prótesis del mercado (tabla 3.1).



Figura 3.8: Prótesis Hero Arm de Open Bionics (*Open Bionics [Online]*, s.f.).

3.1.4 Realimentación sensorial

Tanto las manos como los brazos juegan un rol muy importante en la percepción y comunicación del ser humano con el entorno, nos proporcionan información táctil, de temperatura, dolor e incluso propiocepción (MacLean, 2000). Por este motivo, cuando se habla de prótesis de miembro superior es importante no centrarse únicamente en restaurar las funciones motoras del miembro perdido, sino también en la información sensorial que nos proporcionan nuestras extremidades superiores. En prótesis modernas se recupera un nivel aceptable de la funcionalidad del miembro original gracias a los componentes motorizados y el control mioeléctrico, pero la información sensorial sigue estando limitada a la información visual y la obtenida indirectamente de la vibración y sonido del motor (esta falta de realimentación es una de las principales causas de rechazo de prótesis mioeléctricas actualmente según Antfolk y cols. (2010)).

A demás de proporcionar información al usuario, la realimentación sensorial puede tener muchos beneficios al ser aplicada a prótesis mioeléctricas. Según Kim y Colgate (2012), el uso de prótesis con realimentación reduce la fatiga, ya que los usuarios de prótesis que no la utilizan tienden a aplicar mucha más fuerza y durante más tiempo que usuarios de prótesis que sí lo hacen para completar las mismas tareas (figura 3.9). También ha sido demostrado que la realimentación de fuerza reduce el dolor de miembro fantasma en personas que han sufrido una amputación (Dietrich y cols., 2011).

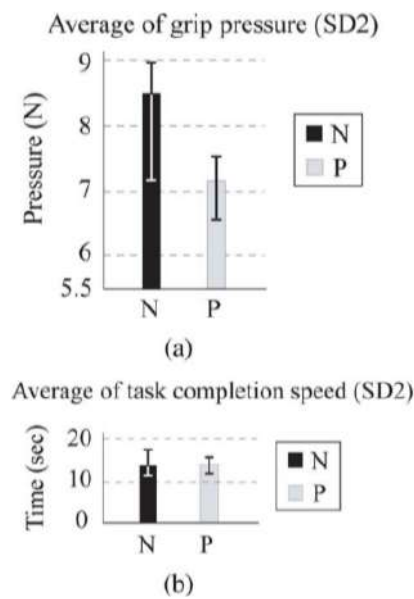


Figura 3.9: Esquema del estudio realizado por Kim y Colgate (2012) que muestra la presión media del agarre (a) y el tiempo medio para completar la tarea (b) para prótesis sin realimentación (N) y con realimentación de fuerza (P).

Existen dos formas de recuperar la información sensorial después de una amputación: de forma invasiva, interaccionando directamente con las estructuras neuronales del paciente que normalmente forman parte del control (Dhillon y Horch, 2005; Rossini y cols., 2010) o bien de forma no invasiva, proporcionando la realimentación a sistemas sensoriales que se mantengan intactos aunque normalmente no formen parte del control de la mano. Esta realimentación normalmente se proporciona mediante sistemas de estimulación física de un único canal, como por ejemplo:

- **Sistemas electrocutáneos:** Simulan la sensación táctil de la piel mediante estímulos eléctricos a la misma.
- **Sistemas de presión o fuerza:** Proporcionan realimentación al usuario mediante fuerza o presión.
- **Sistemas vibrotáctiles:** Proporcionan realimentación al usuario mediante la vibración mecánica de la piel.

El funcionamiento y las aplicaciones de los sistemas vibrotáctiles y electrocutáneos son similares pero la aceptación por los usuarios de los primeros suele ser mucho mayor (Kaczmarek y cols., 1991; Shannon, 1976). A demás, en comparación a los sistemas de realimentación de fuerza, los sistemas vibrotáctiles son mucho más pequeños y por tanto su integración en sistemas protésicos es mucho más sencilla. Por estos motivos, la investigación en el campo de la realimentación en prótesis se ha centrado mayoritariamente en sistemas vibrotáctiles durante los últimos años (Cipriani y cols., 2012), mientras que se encuentran sistemas de realimentación de fuerza en joystick, volantes y otros dispositivos no limitados por el tamaño y el peso.

La implementación de actuadores vibrotáctiles para proporcionar realimentación al usuario en prótesis mioeléctricas se encuentra todavía muy en desarrollo, se pueden ver en prótesis como el Hero Arm (*Open Bionics [Online]*, s.f.) pero tienen una funcionalidad similar a los display de otros dispositivos, informando del estado de este y de posibles errores, pero no existe ninguna prótesis comercial que haga uso de estos actuadores para proporcionar realimentación. Sin embargo, sí que existen varios estudios que comienzan a aplicar esta tecnología como es el caso de la SmartHand de Cipriani y cols. (2011) o del estudio realizado por González-Rodríguez y cols. (2019) que trata de encontrar los mejores patrones de respuesta vibrotáctil para prótesis de miembro superior y es posible que pronto estos sistemas lleguen a las prótesis comerciales.

Se ha demostrado que tanto sistemas vibrotáctiles como sistemas de realimentación de fuerza mejoran la manipulación de objetos en sistemas robóticos, siempre que se cuente con realimentación visual del entorno (van der Riet y cols., 2013). Para prótesis mioeléctricas también se han realizado numerosos estudios sobre la utilidad de utilizar estos sistemas de realimentación:

Meek y cols. (1989) estudiaron un sistema de realimentación de fuerza que aplicaba fuerza a la piel del usuario en proporción a la fuerza de agarre de la prótesis, a demás de aplicar vibración a la piel del usuario en proporción a la vibración de la prótesis. Patterson y Katz (1992) utilizaron un sistema de presión que aplicaba presión al brazo del usuario en proporción a

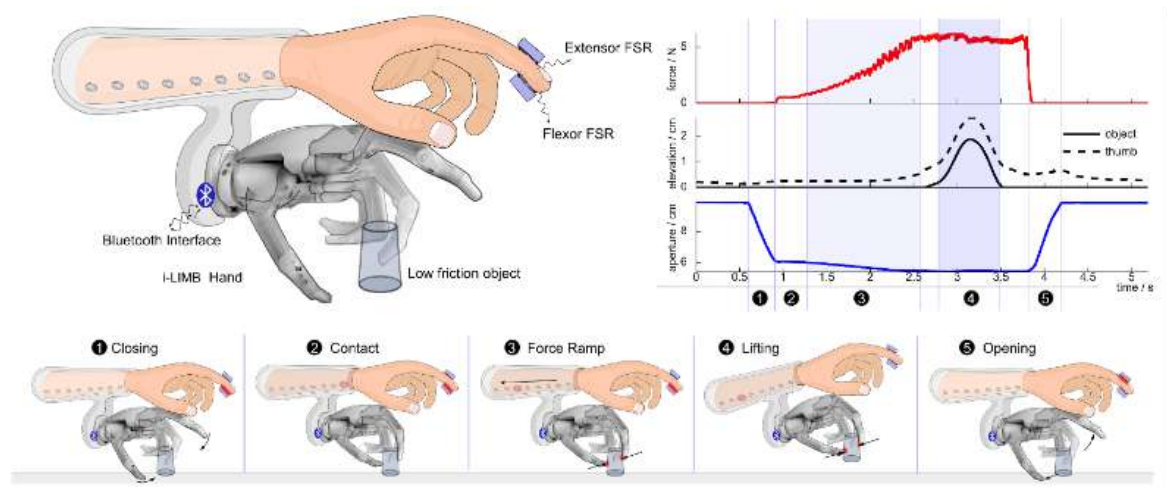


Figura 3.10: Esquema del estudio realizado por Saunders y Vijayakumar (2011) para evaluar la utilidad de la realimentación vibrotáctil para prótesis mioeléctricas en personas sin amputaciones.

la presión aplicada a la prótesis. Estos estudios demuestran que el uso de realimentación de fuerza y presión mejoran considerablemente el control de la prótesis por parte del usuario, sin embargo, estos sistemas son muy grandes y aparatosos, a demás de que aumentan mucho el consumo energético de la prótesis, por lo que a pesar de ser útiles, no es viable aplicarlos a prótesis reales. Por otro lado, los sistemas vibrotáctiles son mucho más pequeños y tienen un consumo mucho menos que los de fuerza, sin embargo, a pesar de que numerosos estudios demuestran que los sistemas vibrotáctiles mejoran la manipulación de objetos (Stepp y Matsuoka, 2011; Saunders y Vijayakumar, 2011) y la precisión en la fuerza de agarre (Simon y cols., 2011) para personas sin amputaciones, no se ha encontrado ningún estudio que pruebe la utilidad de el uso de sistemas vibrotáctiles para usuarios con amputaciones de miembro superior (Chaubey y cols., 2014).

3.2 Procedimiento

3.2.1 Elección del modelo

El objetivo del proyecto es construir una prótesis transradial con el mínimo coste posible, que sea fácil de reproducir de forma personalizada por cualquier persona y que sea controlable mediante control mioeléctrico de forma sencilla e intuitiva. Por este motivo, seleccionar el modelo adecuado es una de las partes más importantes de este.

El modelo elegido para el proyecto fue la prótesis transradial propuesta por OpenBionics (figura 3.11, Kontoudis y cols. (2015)) ya que cumple todos los requisitos planteados: está disponible de forma abierta en internet, se puede construir y actuar por menos de 200€ y gracias a su configuración manual, permite un control y adaptación de la prótesis de forma intuitiva para el usuario.

Esta propuesta es especialmente interesante debido a su mecanismo de actuación. A pesar de constar de un único motor, dispone de un mecanismo para poder modificar manualmente la posición del dedo pulgar (figura 3.11 (c)) y de un sistema de botones bloqueadores en los otros 4 dedos que permite decidir qué dedos se quieren activar en cada momento de forma manual (figura 3.11 (b)). Estos elementos hacen que la prótesis sea simple de controlar mioeléctricamente y, a su vez, proporcione gran cantidad de configuraciones de agarre posibles. Su principal inconveniente es que la propuesta se queda en el diseño mecánico de la prótesis y no especifica demasiado en la implementación de actuación o control mioeléctrico, por lo que será necesario diseñar estos sistemas desde cero.

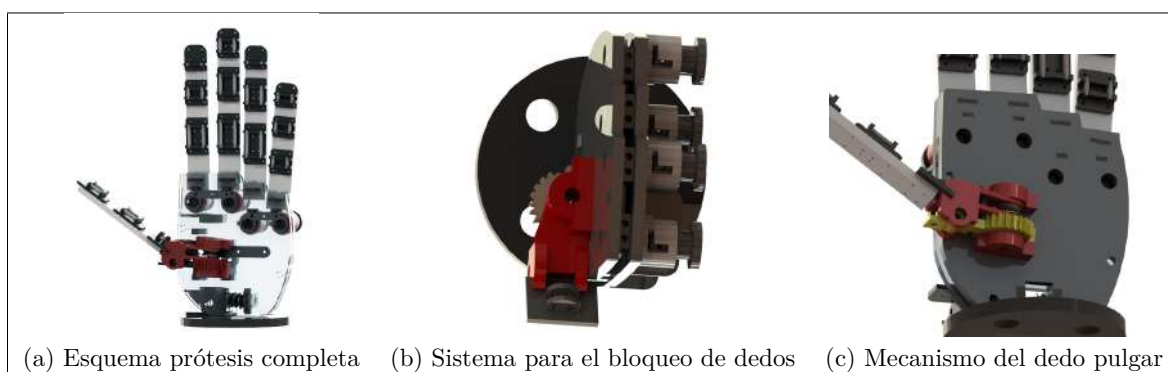


Figura 3.11: Prótesis OpenBionics (Kontoudis y cols., 2015).

3.2.2 Construcción del prototipo

3.2.2.1 Materiales necesarios

Para comenzar la construcción de la prótesis serán necesarios los materiales listados en las tablas 3.3 y 3.4. También serán necesarias las herramientas descritas en la tabla 3.2.

| Herramienta | Cantidad |
|--------------------|----------|
| Alicates | 1 |
| Llaves allen M3 | 1 |
| Llave inglesa | 1 |
| Destornillador | 1 |
| Regla de precisión | 1 |
| Alicates | 1 |
| Cutter | 1 |
| Tijeras | 1 |
| Agujas largas | 4 |

Tabla 3.2: Lista de herramientas necesarias.

3.2.2.2 Impresión de las piezas

La gran mayoría de las piezas fueron obtenidas mediante impresión 3D (figura 3.12), lo que permitió tener disponibles todas las piezas necesarias para construir el prototipo en menos de un día y por un coste inferior a los 10€. El material seleccionado para la construcción de la prótesis final fue el PETG ya que consta de la certificación ISO 10993-1 que garantiza biocompatibilidad con el cuerpo humano. Sin embargo, con el objetivo de reducir costes en los primeros prototipos, estas primeras piezas fueron impresas en PLA que es un material muy sencillo de imprimir y barato, ideal para las primeras pruebas de la prótesis. La lista de piezas 3D impresas puede verse en la tabla 3.4.

3.2.2.3 Montaje

3.2.2.3.1 Dedos

El primer paso y el que más horas consume de la construcción de la prótesis son los dedos, ya que requieren coser las articulaciones a las piezas impresas, cosa que conlleva bastante tiempo.

1. **Tubos.** Es importante reducir al mínimo la tensión necesaria para cerrar los dedos, ya que puede ser un factor limitante en el tipo o especificaciones del motor necesario para la prótesis, especialmente cuando un único motor debe accionar los 5 dedos. Una forma de facilitar el funcionamiento de la prótesis es utilizar conductos para dirigir los cables por los dedos que reduzcan la fricción de estos sobre el cable. Para ello, se utilizaron tubos obtenidos cortando bastoncillos de los oídos, pegadas con pegamento a los dedos (figura 3.13 (a)).

| Material | Cantidad |
|--|----------|
| Tubos huecos bastoncillos de algodón $\{\{\}d:2mm, D:2.5mm\{\}\}$ | 30 |
| Lámina de silicona (PIP) $\{\{\}(L \times 16.2 \times 4)mm\{\}\}$ | 5 |
| Lámina de silicona (MIP, DIP) $\{\{\}Tamaño: (L \times 16.2 \times 5)mm\{\}\}$ | 5 |
| Cuerda de pescar Dynema $\{\{\}D:0.4mm\{\}\}$ | 1 |
| Cuerda de pescar Nylon $\{\{\}D:0.4mm\{\}\}$ | 1 |
| Cinta adhesiva gomaespuma | 1 |
| Cinta adhesiva antideslizante | 1 |
| Cinta adhesiva | 1 |
| Rodamientos en V $\{\{\}d:3mm, D:12mm, B:4mm\{\}\}$ | 5 |
| Muelle compresión $\{\{\}L:3mm, D:3.5mm, WD:0.5mm\{\}\}$ | 1 |
| Muelle compresión $\{\{\}L:3mm, D:3.5mm, WD:0.5mm\{\}\}$ | 4 |
| Tornillo M2x10 | 4 |
| Tuercas M2 | 4 |
| Separadores de plástico | 4 |
| Tornillo sin cabeza M3x12 | 1 |
| Tornillo sin cabeza M3x18 | 3 |
| Tornillo sin cabeza M3x30 | 1 |
| Tornillo allen M3x6 | 1 |
| Tornillo allen M3x10 | 1 |
| Tornillo allen M3x16 | 1 |
| Tornillo allen M3x20 | 2 |
| Arandela M3 | 9 |
| Tuerca M3 | 15 |
| Pasador M2 | 4 |

Tabla 3.3: Lista de materiales necesarios.

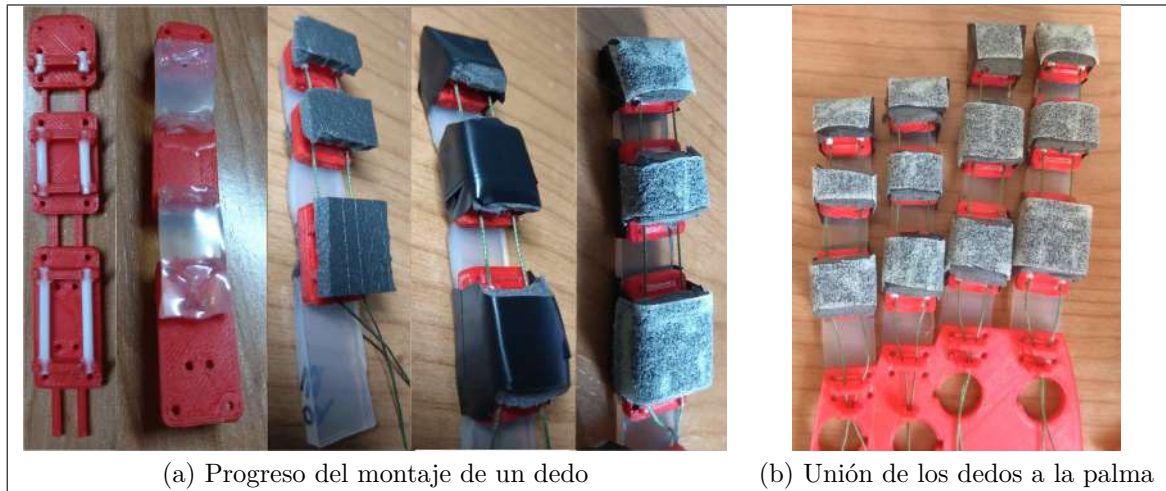
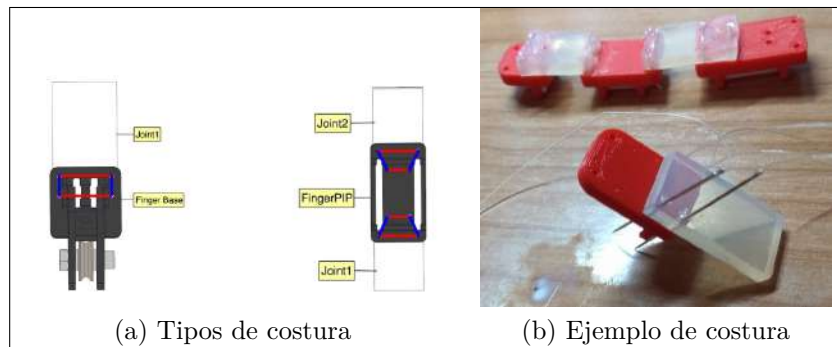
| Nombre de la pieza | Cantidad | Descripción |
|--------------------------|----------|---|
| index | 1 | Dedo índice |
| middle | 1 | Dedo corazón |
| ring | 1 | Dedo anular |
| pinky | 1 | Dedo meñique |
| thumb | 1 | Dedo pulgar |
| palmUp | 1 | Parte superior de la palma |
| palmDown | 1 | Parte inferior de la palma |
| barIndexMiddle | 1 | Conexión entre los tendones del dedo índice y corazón |
| barRingPinky | 1 | Conexión entre los tendones del dedo anular y meñique |
| mainBar | 1 | Conexión entre los tendones de las otras dos barras |
| basePulleyInsidePalm | 1 | Conexión entre ambas palmas |
| toothedMechanism | 1 | Pieza para configurar la posición del pulgar |
| thumbButton | 1 | Botón para desbloquear el pulgar |
| lockMechanismSupport | 1 | Soporte del mecanismo de bloqueo del pulgar |
| lockMechanismBracket | 2 | Marco del mecanismo de bloqueo del pulgar |
| supportPulley1 | 2 | Soporte de los rodamientos para dirigir los tendones |
| supportPulleyPalmUpAssem | 1 | Soporte del sistema de tendones |
| falangePlate | 1 | Soporte de la palma |
| buttonBase | 4 | Base de los botones |
| buttonFrame | 4 | Marco de los botones |
| buttonAxle | 4 | Eje de los botones |

Tabla 3.4: Lista de piezas a imprimir.



Figura 3.12: Piezas impresas en 3D para la construcción del primer prototipo.

2. **Articulaciones.** Utilizando dos agujas y el hilo de nylon se cosieron las articulaciones a las piezas principales de los dedos (figura 3.14 (a)). Dependiendo del tamaño y longitud de la articulación se utilizaron dos patrones para las costuras (figura 3.14 (b)), garantizando que estas se mantengan unidas a pesar de los esfuerzos a los que se someterán los dedos. En la figura 3.13 (a) se observa un ejemplo del resultado de este paso.
3. **Tendones.** Para el tendón que se usará para abrir y cerrar los dedos se pasa un trozo de hilo dyneema por los tubos anteriormente descritos, fijándolos con un nudo simple en la punta del dedo.
4. **Mejora del agarre.** Independientemente del material usado para imprimir los dedos, únicamente con la forma de la pieza impresa los dedos son resbaladizos y no permiten agarrar correctamente objetos pesados o grandes. Para afrontar este problema se utilizaron 3 cintas: cinta aislante común, cinta esponjosa y cinta antideslizante. Se pegó un segmento de cinta esponjosa en cada una de las falanges de los dedos, eliminando parte de la rigidez de los dedos y permitiendo que se adapten a la forma de los objetos. Todos estos segmentos se fijaron bien a sus falanges con cinta aislante para, por último, añadir un segmento de cinta antideslizante en la parte interior de las falanges, permitiendo a los dedos mantener de forma más sencilla el peso de los objetos. En la figura 3.13 se observa el resultado de esto.
5. **Unión a la palma.** Usando la misma técnica que para el resto de articulaciones, se cosieron los dedos a la parte superior de la palma (figura 3.13 (b))

**Figura 3.13:** Montaje de los dedos.**Figura 3.14:** Costura de las articulaciones de los dedos.

3.2.2.3.2 Palma

1. **Botones.** Cada uno de los botones para el bloqueo de los dedos está formado por 3 de las piezas impresas, un muelle y un pasador (figura 3.15). Gracias a este mecanismo, al bloquear un botón, este se introduce en la pieza del árbol de tendones (figura 3.18) correspondiente a su dedo, impidiendo su movimiento y manteniendo ese dedo estático.
2. **Bloqueo del dedo pulgar.** El mecanismo de bloqueo del pulgar está dividido en varias piezas pequeñas que se unen con pegamento, para facilitar la impresión de las mismas (figura 3.16).
3. **Dedo pulgar.** El dedo pulgar se une a la pieza anterior, también con pegamento (figura 3.16 (a)). Y la pieza dentada, que bloqueará el dedo en una posición, debe unirse a la palma (figura 3.16 (a)). El montaje completo se puede ver en la figura 3.16 (b).
4. **Soporte de los rodamientos.** Para conducir los tendones hacia el motor se hace uso de rodamientos en forma de V; 3 estructuras distintas ayudan a conseguir esto (figura 3.17).

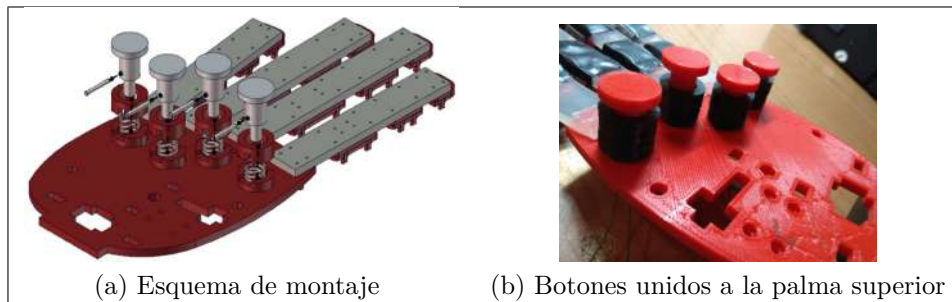


Figura 3.15: Montaje del sistema de los botones para el bloqueo de dedos.

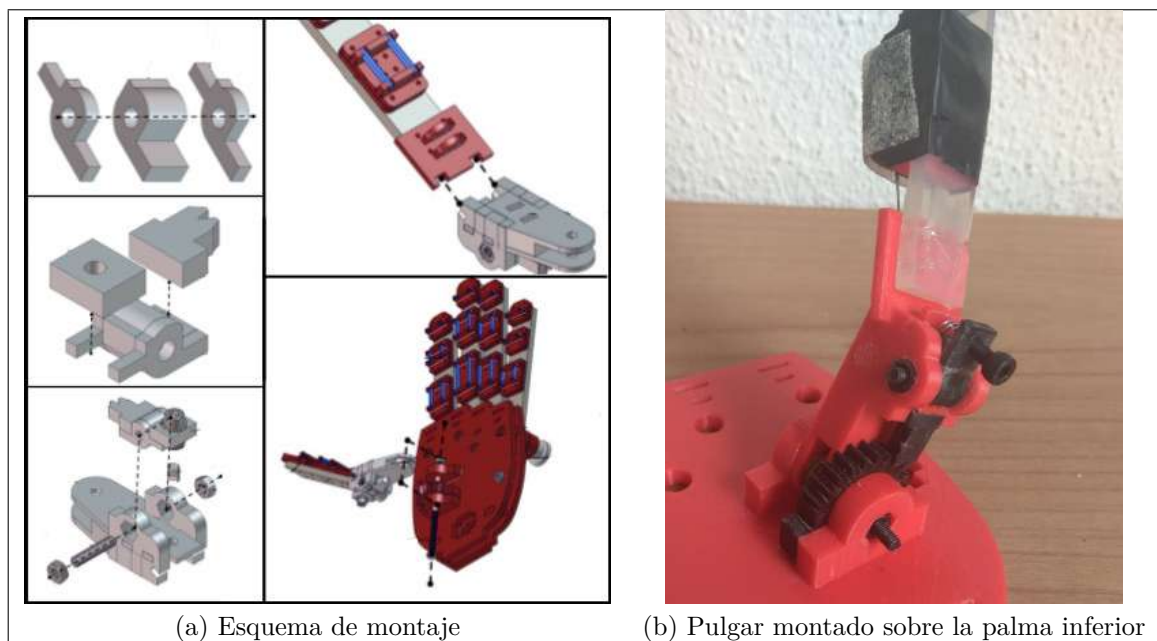


Figura 3.16: Montaje del mecanismo de bloqueo del dedo pulgar.

3.2.2.3.3 Tendones

1. **Árbol de tendones y bloqueo.** Mediante el mecanismo en árbol que se puede ver en la figura 3.18 se reduce la actuación de la mano a únicamente un tendón para los 4 dedos principales y otro para el pulgar. Este mecanismo, con los agujeros en las piezas superiores, permite bloquear un dedo mientras los vecinos se siguen accionando sin problema (un ejemplo de este mecanismo puede verse en tercera imagen de la figura 3.18).
2. **Unión de las palmas.** Si todas las piezas se han colocado correctamente, una vez terminados los pasos anteriores la palma inferior se puede conectar y atornillar sin problema a la superior (figura 3.19).

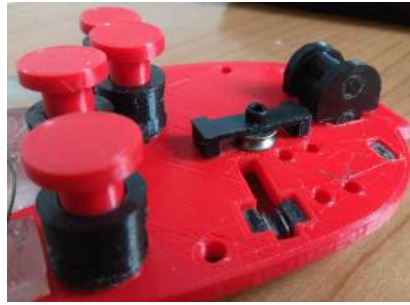


Figura 3.17: Montaje de rodamientos para la transmisión de los tendones.



Figura 3.18: Árbol de tendones en posición relajada y en contracción, con y sin bloqueo de dedos.

3.2.2.4 Problemas encontrados

Durante la construcción y primeras pruebas del prototipo construido, se encontraron una serie de inconvenientes que dificultaban la construcción o funcionamiento de la prótesis.

- **Bloqueo de dedos.** En teoría el funcionamiento del bloqueo de los dedos era correcto, pero cuando llegó la hora de implementarlo se vio que era bastante defectuoso, al unir las piezas del árbol de tendones a estos mismos, las piezas se movían mucho y no siempre se conseguía encajar los botones al activarlos ya que las piezas rara vez estaban correctamente alineadas con el pasador del botón.
- **Defecto en el archivo de la palma superior.** La pieza que sujeta el rodamiento central en la palma superior no pudo ser fijada correctamente ya que los correspondientes agujeros donde encajaba en la palma no se encontraban en el archivo original.
- **Alineamiento rodamiento.** Debido al problema anterior y otros problemas menores, el movimiento de los tendones a través de los rodamientos provocaba que hiciese falta

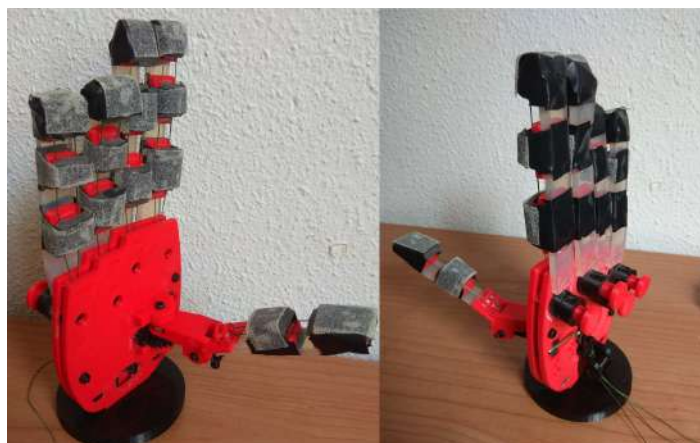


Figura 3.19: Unión de ambas palmas de la prótesis.

demasiada fuerza para activar la palma o que incluso se atascase por completo.

- **Materiales.** A pesar de que uno de los objetivos de este proyecto es utilizar materiales simples y fáciles de obtener para construir la prótesis, algunos de estos materiales como los tornillos sin cabeza son muy complejos de obtener y es posible utilizar alternativas más accesibles.
- **Pasadores que se caen.** Los pasadores de los botones se mantienen dentro de los mismos por la tensión aplicada por los muelles, por tanto, si se trata de activar los botones sin la prótesis completamente horizontal, los pasadores caen al suelo con bastante facilidad, desmontando los botones.
- **Costuras de las articulaciones.** Tener que coser todas las articulaciones de todos los dedos a mano alarga muchísimo el tiempo de montaje de la prótesis y no aporta mucha resistencia a cambio, pudiendo aflojarse con el uso y requerir un recambio.
- **Bloqueo del dedo pulgar.** Aunque funciona correctamente, la pieza que bloquea el movimiento del pulgar es demasiado grande y provoca que sea necesaria fuerza para desplazar el pulgar de lugar, cuando esta debería moverse fácilmente al pulsar el muelle del bloqueo.
- **Cambio de motor.** A pesar de que el motor HerculeX DRS-0201 propuesto por Openbionics funciona correctamente, existen alternativas más económicas que pueden garantizar el funcionamiento correcto de la prótesis de la misma forma que este.
- **Sujeción del motor.** La plataforma de sujeción del HerculeX DRS-0201 propuesta dificulta el movimiento de los tendones hacia el motor, aumentando la tensión necesaria para activar la prótesis.
- **Actualizar guía.** La guía de construcción propuesta por Openbionics para la prótesis está completamente desactualizada, es posible que muchos de estos errores fuesen solucionados por los autores originales para la publicación del modelo pero no han sido

actualizados y muchos de los pasos necesarios para la construcción de su prótesis no están correctamente documentados.

- **Conexión al brazo.** El modelo propuesto por Openbionics únicamente está compuesto por la palma y un soporte, no consta de un sistema para unir la prótesis al usuario.

3.2.3 Diseño de segundo prototipo

Debido a los problemas anteriormente descritos, fue necesario realizar una serie de ajustes al prototipo original para tratar de mejorar la calidad de este.

3.2.3.1 Ajustes realizados

- **Ajuste del bloqueo de dedos.** Para solucionar este problema se modificó la longitud de las barras utilizadas para ajustarla al tamaño de la mano y se aumentó el radio de los agujeros para dar más margen de error a los pistones (figura 3.20). A demás, se añadieron unas guías en la palma que conducen a las barras hacia su posición deseada cuando los dedos vuelven a su posición de reposo.



Figura 3.20: Modificaciones introducidas para mejorar la calidad del bloqueo de dedos.

- **Modificación de los archivos 3D de la prótesis.** Se añadieron los agujeros necesarios a la palma para poder colocar correctamente los rodamientos y se redujo el tamaño de la pieza para el bloqueo del dedo pulgar para facilitar el accionamiento del mismo.
 - **Ajuste de piezas.** Mediante una mejora de la calidad y precisión de impresión y holgura entre algunas piezas, el alineamiento de los rodamientos y la caída de los pasadores fueron solucionados sin problemas.
 - **Materiales.** Se actualizó la lista de materiales para tratar de simplificar algo la búsqueda de estos mismos, ya que había muchos excesivamente complicados de encontrar con una relevancia secundaria en la prótesis y fácilmente reemplazables por otros. La lista completa de materiales modificada se encuentra en la tabla 3.5.
-

| Material | Cantidad |
|---|----------|
| Tubos huecos bastoncillos de algodón $\{\{d:2\text{mm}, D:2.5\text{mm}\}\}$ | 30 |
| Lámina de silicona $\{\{Tamaño: (L \times 16.2 \times 5)\text{mm}\}\}$ | 5 |
| Cuerda de pescar Dynema $\{\{D:0.4\text{mm}\}\}$ | 1 |
| Cuerda de pescar Nylon $\{\{D:0.4\text{mm}\}\}$ | 1 |
| Cinta adhesiva gomaespuma | 1 |
| Cinta adhesiva antideslizante | 1 |
| Cinta adhesiva | 1 |
| Rodamientos en V $\{\{d:3\text{mm}, D:12\text{mm}, B:4\text{mm}\}\}$ | 5 |
| Muelle compresión $\{\{L:3\text{mm}, D:3.5\text{mm}, WD:0.5\text{mm}\}\}$ | 1 |
| Muelle compresión $\{\{L:3\text{mm}, D:3.5\text{mm}, WD:0.5\text{mm}\}\}$ | 4 |
| Tornillo allen M3x10 | 4 |
| Tornillo allen M3x20 | 6 |
| Tornillo sin cabeza M3x30 | 1 |
| Arandela M3 | 9 |
| Tuerca M3 | 15 |
| Pasador M2 | 4 |

Tabla 3.5: Lista de materiales modificada.

3.2.3.2 Ajustes propuestos

Debido a restricciones temporales, no todos los problemas planteados sobre la construcción de la prótesis fueron solucionados en el segundo prototipo, por lo que se proponen los siguientes ajustes.

1. **Actualización de la guía.** Actualizar la guía de construcción de Openbionics (Kontoudis y cols., 2015) simplificando la lista de materiales y corrigiendo todos los errores encontrados en la guía original, así como añadiendo la implementación del control y actuación de la prótesis.
2. **Costuras de las articulaciones.** Como se ha comentado en el apartado anterior, el sistema de costuras para unir las articulaciones, aunque tiene muchas ventajas en resistencia, lleva demasiado tiempo de construcción y hace que el montaje de la prótesis sea mucho más largo y tedioso. Se propone modificar el sistema con, por ejemplo, el sistema utilizado por la Flexy Hand 2 (Gyrobot, s.f.). Este sistema utiliza filamento flexible para imprimir en 3D las articulaciones, mientras que el resto de la prótesis se imprime en plástico rígido. Como puede observarse en la figura 3.21, las piezas flexibles se deslizan dentro de los dedos, permitiendo ensamblar la mano completa en pocos minutos y garantizando un comportamiento similar a las articulaciones actuales de la prótesis.
3. **Adaptación para usuarios.** Para que esta prótesis pueda llegar a ser usada por alguien es necesario implementar una conexión para que esta se adapte al brazo del usuario, a demás de añadir la placa controladora y una batería al diseño para que pudiese utilizarse de forma portátil y cómoda.

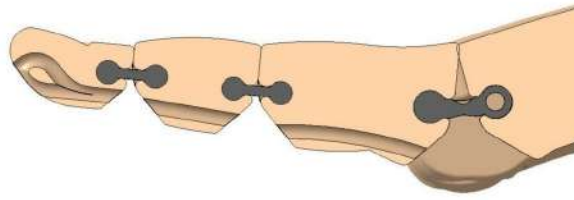


Figura 3.21: Modelo de dedo y articulaciones propuesto por la Flexy Hand 2 (Gyrobot, s.f.).

3.2.3.3 Montaje del segundo prototipo

La construcción del segundo prototipo es muy similar a la descrita en el apartado 3.2.2, añadiendo las modificaciones descritas en el apartado 3.2.3.1. En la figura 3.22 se muestran los dos prototipos juntos.



Figura 3.22: Primer y segundo prototipo de la prótesis (negro y rojo respectivamente).

4 Control

4.1 Estado del arte

4.1.1 Interacción hombre-máquina

La Interacción Hombre - Máquina (IHM) es un elemento clave en el control de prótesis ya que permitirán al usuario no solo controlar el movimiento de la prótesis sino también modificar su configuración y su funcionamiento (Andrés, 2019). Dependiendo del medio de transmisión de información del hombre a la máquina, pueden distinguirse varias categorías:

4.1.1.1 Sistemas de interacción gestuales

4.1.1.1.1 Reconocimiento de gestos

El reconocimiento de gestos del usuario se puede llevar a cabo de formas muy distintas, normalmente se interpretan los gestos de las manos o brazos, pero este sistema puede ser extrapolado a cualquier parte del cuerpo. Según el método utilizado para obtener información de los gestos del usuario, se puede diferenciar entre los siguientes tipos:

- **Sistemas basados en visión:** Los sistemas basados en visión son los que permiten transmitir información sobre los gestos del usuario de la forma más natural posible, el usuario utiliza su propio lenguaje gestual y no requiere un periodo de entrenamiento para poder utilizarse. El problema de estos sistemas es que al estar basados en información obtenida de cámaras, son muy sensibles al entorno y la iluminación, por lo que suelen requerir un entorno controlado y estable. Sin embargo, a pesar de las condiciones constantemente cambiantes a las que se ven sometidas las prótesis, algunos estudios han tratado de incorporar elementos de visión artificial en prótesis de miembro superior para reconocer objetos y elegir el agarre apropiado para cada uno (Jardim y cols., 2014; Wormley y cols., 2015).
- **Sistemas basados en sensores inerciales:** Obtienen información sobre el movimiento de los brazos del usuario a partir de su velocidad y orientación (normalmente obtenidas mediante una Unidad de Medición Inercial (IMU)). Estos sistemas son mucho más robustos que los basados en visión, ya que no se ven afectados por el ruido ambiental y proporcionarán los mismos resultados independientemente del entorno. Otra diferencia con los sistemas de visión es que son mucho más ligeros, pequeños y requieren mucha menos capacidad de computación para estudiar la información que proporcionan, cosa que permite utilizarlos con mucha más facilidad en prótesis. Kyranou y cols. (2016) realizaron un estudio que incorporaba una IMU para reforzar y mejorar el comportamiento de una prótesis mioeléctrica, en la figura 4.1 se pueden diferenciar claramente los distintos tipos de agarre en la información obtenida por la IMU (giroscopio, acelerómetro y

magnetómetro) y la señal EMG, lo que nos permite hacer uso de esta información para reforzar el comportamiento de la prótesis. Bennett y Goldfarb (2018) fueron más lejos, utilizando la información obtenida de la IMU para controlar el movimiento giratorio de la muñeca y mejorar el comportamiento de la prótesis en distintos tipos de agarre.

- **Sistemas puramente mecánicos:** En muchas ocasiones implementar más sensores y métodos de comunicación complejos, aunque pueda parecer prometedor, puede complicar en exceso el control de la prótesis y que terminen funcionando incorrectamente o siendo demasiado costosas. Muchas prótesis implementan mecanismos que el usuario puede modificar de forma manual utilizando su otro brazo (un ejemplo claro de esto es la prótesis construida en este proyecto). Esos movimientos pueden luego ser medidos mediante sensores para modificar y mejorar el comportamiento de la prótesis dependiendo de configuración mecánica establecida.

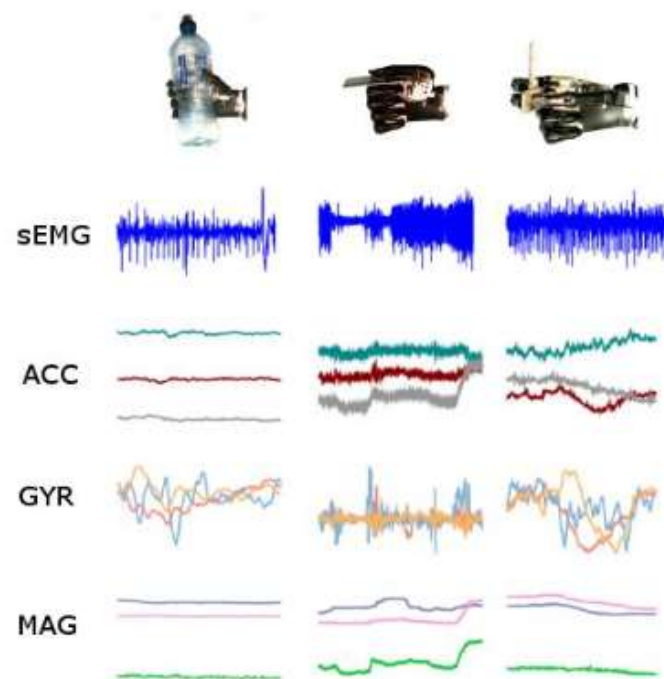


Figura 4.1: Estudio realizado por Kyranou y cols. (2016) evaluando la información obtenida por distintos elementos de una IMU para distintos tipos de agarre de una prótesis mioeléctrica.

4.1.1.1.2 Interfaces oculares

De forma similar al reconocimiento de gestos, se pueden utilizar cámaras o infrarrojos colocados frente a los ojos para medir el movimiento de estos e interpretarlos como instrucciones de control para la máquina. Los problemas de este tipo de sistemas son los mismos que el de todos los basados en visión, aunque no se ven tan afectados por las condiciones ambientales (especialmente los basados en infrarrojos) requieren una estación estática para colocar los sensores, cosa que impide utilizarlos en prótesis u otros elementos móviles.

4.1.1.1.3 Interfaces táctiles

Las interfaces táctiles y los botones son de los sistemas más comunes de IHM, muchas prótesis los incorporan para poder establecer la configuración o cambiar entre distintos modos de funcionamiento. Por ejemplo, la prótesis i-Limb Ultra de Touch Bionics (*Touch Bionics*, s.f.) incorpora un panel táctil para cambiar entre los distintos agarres y la prótesis Michelangelo de Ottobock (*OttoBock*, s.f.) utiliza un panel de botones para controlar el movimiento de los distintos motores y configurar los distintos agarres.

4.1.1.2 Sistemas de interacción por voz

Los sistemas de interacción por voz están adquiriendo cada vez más popularidad en los últimos años, gracias a la naturalidad e intuitividad con la que el usuario puede dar órdenes de control a la máquina utilizando su lenguaje natural. Sin embargo, las aplicaciones de este tipo de sistemas han quedado ligadas en su mayoría a asistentes virtuales, procesamiento de llamadas y entretenimiento y su aplicación en prótesis mioeléctricas es complicada debido principalmente a que el control por voz suele ser lento y limitado a unos comandos preprogramados, cosa que no se adapta bien a muchas aplicaciones en tiempo real.

4.1.1.3 Sistemas de interacción basados en bioseñales

Una bioseñal es cualquier señal que se origina de alguna manera en cuerpo humano (este origen puede ser químico, eléctrico, mecánico...) y cuyo análisis puede ser utilizado para distintas aplicaciones. Dentro de las bioseñales más comúnmente utilizadas en sistemas de IHM se encuentran las siguientes:

4.1.1.3.1 Electrooculograma

El Electrooculograma (EOG) consiste en colocar pequeños electrodos cerca de los ojos para medir el movimiento de éstos. Mediante el análisis de los biopotenciales eléctricos medidos se puede clasificar el movimiento ocular del paciente y usarlo como comando de control de un dispositivo externo. El EOG permite clasificar tanto movimientos discretos (derecha, izquierda, arriba, abajo, parpadeo) como movimientos proporcionales, de forma similar al control EMG. Una de las mayores aplicaciones de las señales EOG es en el terreno asistivo, como interfaz de control en personas con graves deficiencias motoras pero todavía es un campo muy en desarrollo y la mayoría de los usos se limitan a ensayos de laboratorio. Sin embargo, existen estudios que tratan de incorporar la medición de EOG a gafas (Iáñez y cols., 2013),

permitiendo medir estas señales de forma sencilla y portátil, pudiendo en un futuro emplearse en muchas aplicaciones como la asistencia en el agarre para prótesis de miembro superior.

4.1.1.3.2 Electroencefalograma

El Electroencefalograma (EEG) es el registro y evaluación de los potenciales eléctricos generados por el cerebro y obtenidos por medio de electrodos situados sobre la superficie del cuero cabelludo. Debido a la gran cantidad de ruido que tiene la señal, sólo los potenciales de mayor amplitud son visibles y se suele hallar más información en las componentes frecuenciales de la señal. Las señales EEG tienen una baja relación señal/ruido pero una muy buena resolución temporal, debido a su baja resolución espacial la correcta colocación de los electrodos es determinante (Andrés, 2019).

Un sistema *Brain - Machine Interface* (BMI) se basa en la observación de la actividad cerebral normalmente utilizando sistemas no invasivos con electrodos superficiales. Por tanto, la información que se puede detectar atiende a grandes flujos neuronales y no a la actividad individual de estas. Existen dos tipos principales de BMI: espontáneos (sistemas que dependen de la actividad cortical voluntaria del sujeto) y evocados (sistemas que dependen de la actividad cortical provocada por un estímulo). Estos sistemas tienen la ventaja de que no suponen un coste muy alto y al no ser invasivos no suponen ningún riesgo médico y son sistemas portátiles, sin embargo, actualmente son sistemas muy incómodos de colocar y utilizar y la baja resolución espacial requiere un análisis complejo de la señal para utilizarla en el control de máquinas. El campo de los sistemas BMI está todavía muy en desarrollo para llegar a aplicaciones protésicas reales.

4.1.1.3.3 Electromiograma

Un EMG permite medir la actividad eléctrica de los músculos a partir de las variaciones de los potenciales de acción transmitidos a través de las fibras musculares. La amplitud obtenida varía con el nivel de contracción del músculo pero no de forma lineal, por lo que requiere ser procesada e interpretada para ser usada en control mioeléctrico.

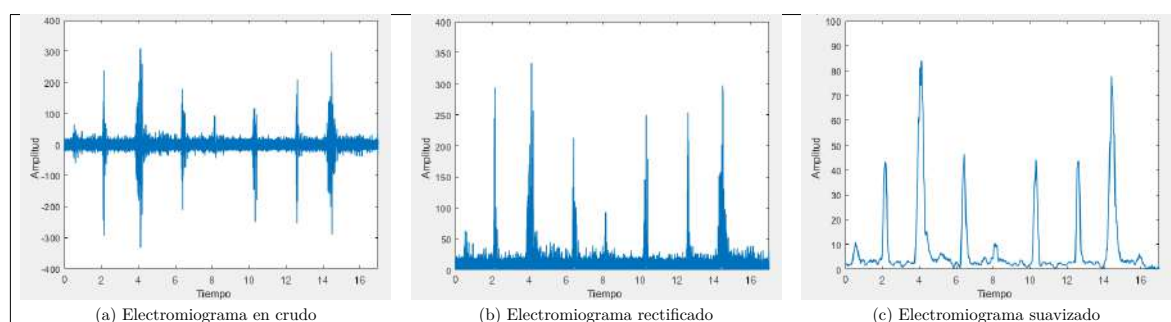


Figura 4.2: Electromiograma de varias contracciones de bíceps medido mediante el dispositivo Noraxon (Côté-Allard y cols., 2019).

Para capturar esta señal se hace uso de electrodos. Existen dos tipos principales de elec-

trodos para medir EMG:

- **Electrodos intramusculares:** Son agujas finas que se colocan directamente en el músculo y permiten tomar medidas de los músculos más alejados de la superficie. Este tipo de electrodos son muy utilizados en procedimientos clínicos para evaluaciones neuromusculares y la calidad de la señal EMG recibida es muy grande, a demás de que permiten medir la actividad muscular no superficial, proporcionando mucha más información que los electrodos superficiales.



Figura 4.3: Ejemplo de sensor EMG intramuscular (*Cadwell Industries [Online]*, s.f.).

- **Electrodos superficiales:** Se colocan sobre la piel del músculo de forma no invasiva y miden la actividad eléctrica de los músculos superficiales. Se trata de electrodos muy simples y fáciles de colocar, a diferencia de los electrodos intramusculares que requieren de procedimientos médicos supervisados. Para medir correctamente la señal EMG con electrodos superficiales simplemente se deben colocar los electrodos en paralelo a las fibras musculares (evitando zonas de inervación y zonas tendinosas) con una separación adecuada (entre 1.5 y 2 cm) y sobre una superficie limpia y rasurada. Un ejemplo de la colocación de este tipo de electrodos puede verse en la figura 4.4.



Figura 4.4: Colocación del sensor sEMG MyoWare sobre el bíceps (*Advancer Technologies [Online]*, s.f.).

4.1.2 Control mioeléctrico

Las prótesis mioeléctricas aparecieron por primera vez en los años 50, haciendo uso del procesamiento de señales EMG superficiales (sEMG) para controlar el funcionamiento de la prótesis (Bukowski, 2006). Este tipo de señales permiten al usuario controlar la prótesis de forma natural e intuitiva, consiguiendo el comportamiento más parecido al de un brazo humano de todos los tipos de prótesis. La figura 4.2 muestra un ejemplo de señal EMG que representa varias contracciones de un músculo a lo largo de un intervalo de tiempo.

4.1.2.1 Procesamiento de señales EMG

La señal sEMG tiene gran cantidad de ruido cuando se mide por lo que requiere ser procesada antes de poder ser interpretada para el control de la prótesis. El procesamiento de la señal, como puede verse en la figura 4.5, está dividido en varias fases:

- **Amplificación:** Este paso suele ser previo al procesamiento ya que la señal EMG tiene un valor entre 5 y 10 mV, lo que dificulta trabajar con ella directamente. Normalmente se utilizan amplificadores diferenciales para obtener niveles de alrededor de 1V y eliminar parcialmente el ruido de la señal.
- **Filtrado:** Elimina parte del ruido que compone la señal, principalmente el ruido base que se mantiene constante durante todo el dominio de la señal (sin embargo, será necesario procesar más esta para eliminarlo completamente).
- **Rectificado:** Se convierte toda la señal al dominio positivo ya que únicamente es de interés el valor absoluto de la señal recibida, no su signo.
- **Suavizado o envolvente lineal:** Tiene como objetivo reducir la oscilaciones de la señal, suavizando el comportamiento de esta. Este resultado se puede obtener tanto con filtros más complejos como con filtros simples como la media móvil. El problema principal de aplicar la envolvente lineal de una señal es que al suavizar las oscilaciones también se reduce la amplitud de los picos de la señal, por lo que hay que tener cuidado ya que suavizarla demasiado puede conllevar una pérdida de información.
- **Integración:** En algunos casos, aunque no es muy habitual, la señal suavizada se integra, lo que permite obtener información sobre la evolución de la contracción a lo largo del tiempo.

4.1.2.2 Dispositivos comerciales para adquisición de señales EMG superficiales (sEMG)

Existen muchas alternativas comerciales de sistemas de adquisición de sEMG, tanto sistemas de altas prestaciones con un coste de varios miles de euros como sistemas de bajo coste que tratan de conseguir un comportamiento similar a los primeros pero con un coste mucho inferior. Elegir el sistema correcto es muy importante y tendrá una influencia muy grande en el diseño, funcionamiento y coste de la prótesis. En la tabla 4.1 se comparan varios de estos sistemas y sus prestaciones.

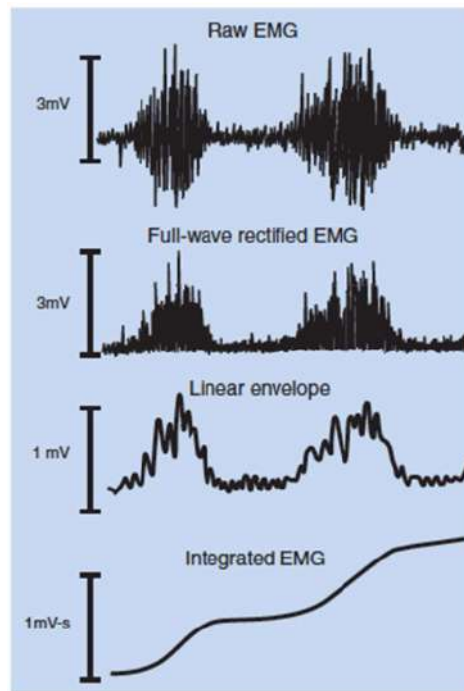


Figura 4.5: Procesamiento de señales EMG (Hamill y cols., 2017).

La mayoría de sistemas de altas prestaciones como es el caso del Ultimum EMG de Noraxon, miniWave de Cometa o Trigno Avanti de Delsys son sistemas completos de procesamiento de señales sEMG, no sirven únicamente para captar las señales sino que permiten al usuario filtrarla y procesarla según sus necesidades y enviar o almacenar estos datos según la aplicación que se le vaya a dar a la señal. En la figura 4.6 se muestra el programa MyoMuscle de Noraxon para configurar los electrodos y el procesamiento de la señal recibida, mientras que el dispositivo Trigno Avanti (figura 4.7) incluye incluso una aplicación de móvil para visualizar y configurar en directo la señal EMG. A pesar de tratarse de un sistema de bajo coste, la Myo Armband también funciona como un sistema completo y su software permite configurar el dispositivo para utilizar el control mioeléctrico en tareas comunes de usuario como por ejemplo, controlar una presentación de diapositivas.

Por otro lado, la mayoría de sistemas de bajo coste como el sensor MyoWare (figura 4.4) o el sistema e-Health (figura 4.8) funcionan a mucho más bajo nivel y no permiten configurar la señal recibida fuera de ajustar la amplificación de la misma. Por este motivo, estos sistemas requieren del uso de un dispositivo como Arduino que reciba, filtre y procese la señal, a diferencia de los sistemas anteriormente mencionados que permiten realizar todas estas tareas de forma automática en muchos casos.

Otra característica de peso en la elección de un sistema para captar señales sEMG es la frecuencia de muestreo. Debido al rango de frecuencias de las señales EMG humanas (de 5 a 450 Hz (Shaw y Bhaga, 2012)), sistemas como el shield e-Health que únicamente alcanzan una frecuencia de muestreo de 50 Hz no podrán obtener la información completa de la señal EMG

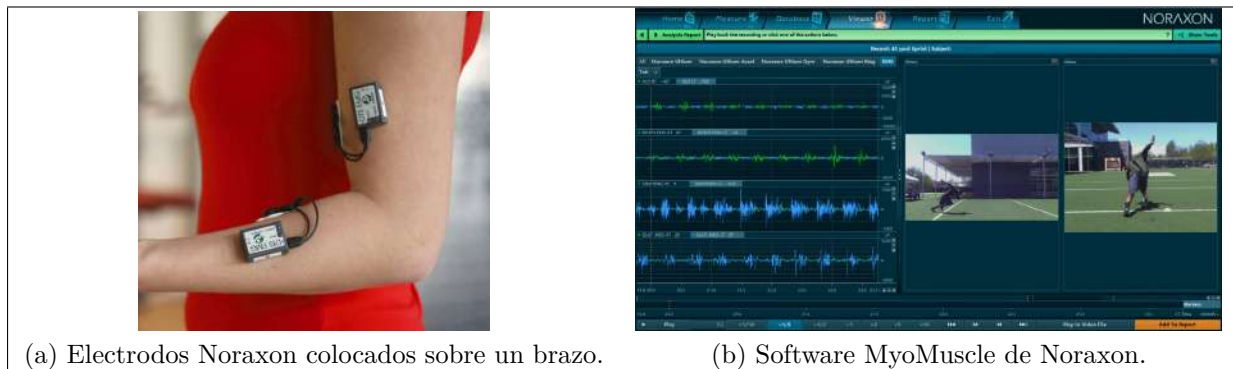


Figura 4.6: Sistema Noraxon Ultimium para adquisición de señales EMG superficiales (Noraxon [Online], s.f.).

| | Conexión inalámbrica | Autonomía (h) | Peso (g) | Frecuencia de muestreo (Hz) | Ancho de banda (Hz) | Precio (\$) |
|----------------------------------|-------------------------|------------------|---------------|--------------------------------|----------------------------|----------------|
| Delsys Systems Trigno Avanti | Sí | 4-8 | 14 por canal | 2000 | 20 - 450 o 10 - 850 | 20.000 |
| Noraxon Ultimium EMG | Sí | 8 | 14 por canal | 1500 | 5/10/20 - 500/1000/1500 | 20.000 |
| Ottobock 13E200-50 | Sí | N/A | 4.5 por canal | 100 | 90 - 450 | 3.200 |
| Cometa Systems miniWave | Sí | 8 | 40 | 2000 | 10 - 1000 | N/A |
| Thalmic Labs Myo Armband | Sí | 16 | 93 | 200 | 5-100 | 200 |
| Cooking Hacks e-Health shield | No | N/A | 56 | 50 | N/A | 40 |
| Advancer Tech. MyoWare | No | N/A | 28 | N/A | N/A | 50 |

Tabla 4.1: Comparativa entre dispositivos para medir señales EMG (Côté-Allard y cols., 2019).

y sufrirán una pérdida muy grande de datos. La frecuencia de muestreo ideal para señales EMG es de 2000 Hz (De Luca, 2003) y únicamente es alcanzada por los sistemas de mayores prestaciones (tabla 4.1), sin embargo, no alcanzar esta frecuencia y no poder muestrear la señal al completo no significa que esta no se pueda analizar y procesar, dependiendo del tipo de control y aplicación de destino de la señal, en muchas ocasiones una frecuencia de muestreo menor bastará para alcanzar las especificaciones del sistema (Pizzolato y cols., 2017).

4.1.2.3 Tipos de control mioeléctrico

Según el comportamiento que se desee obtener, se puede distinguir entre varios tipos de control mioeléctrico:

- **Control ON/OFF:** Este control únicamente tiene dos comandos de salida (por ejemplo, abrir y cerrar la mano) dependiendo de si la señal EMG supera o no un determinado umbral. En función del número de electrodos utilizados se podrá clasificar más o menos patrones musculares. Este tipo de control es el más simple y robusto de todos ya que

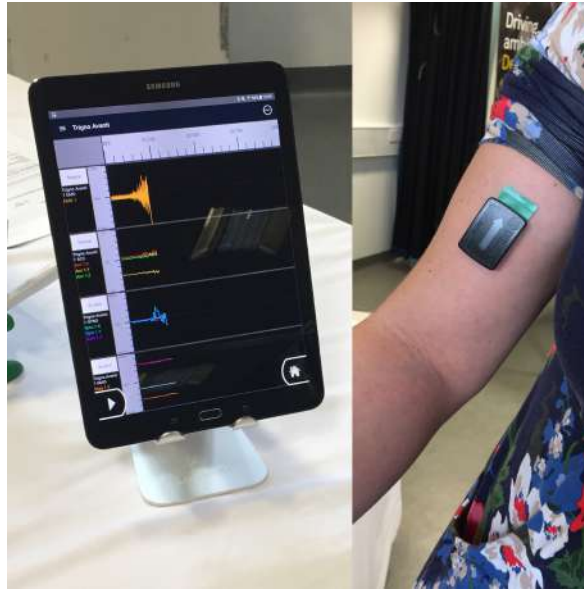


Figura 4.7: Sistema Trigno Avanti para adquisición de señales sEMG y su aplicación de móvil (*Delsys [Online]*, s.f.).



Figura 4.8: Placa e-Health para adquisición de señales sEMG.

hasta en los sistemas de menores prestaciones que reciban señales de mala calidad se podrá distinguir cuando la contracción supera un determinado umbral para activar la salida, por lo que será la opción a elegir para muchos sistemas de bajo coste.

- **Control proporcional:** En este esquema de control, la señal de control generada es proporcional a la amplitud de la señal EMG. Esto nos permite realizar un movimiento gradual de la mano dependiendo de la intensidad de la señal, proporcionando un control más fino y complejo de la prótesis (por ejemplo, para regular la fuerza de agarre dependiendo del objeto). Este control requiere una calibración previa, debido a que es necesario conocer el Contracción Voluntaria Máxima (MVC) del usuario para poder realizar un control proporcional preciso y funcional para cualquier usuario. Para poder utilizar este control será necesario un sistema de adquisición de señales de mayor calidad y precisión, ya que al establecerse una relación directamente proporcional entre la entrada y la salida, el comportamiento de la prótesis se verá muy afectado por el ruido y los errores de medición.

- **Control directo:** Es una mejora del control proporcional que combina la información de varios músculos para controlar movimientos complejos como el movimiento individual de los dedos. Pocas prótesis permiten al usuario controlar a tan bajo nivel como para mover individualmente los dedos de la mano ya que este control requiere de varios electrodos y se ve muy afectado por errores de la medición, a demás de hacer que el control de la prótesis por parte del usuario se pueda volver muy complejo y poco intuitivo. Se puede conseguir un comportamiento similar a este pero mucho más robusto utilizando un control por máquina de estados con varios agarres predefinidos.
 - **Máquina de estados finitos:** Este es el tipo de control mioeléctrico utilizado en la mayoría de prótesis actuales, por ejemplo, la prótesis Mark V, cuyo esquema de control por estados es mostrado la figura 3.6. Mediante una serie de combinaciones de contracciones, el usuario puede moverse por las distintas posiciones predefinidas de la prótesis dependiendo de la situación en la que se encuentre y el tipo de agarre que necesite. Normalmente el comando para navegar entre estados es algo simple para el usuario pero que no se va a activar por accidente durante el funcionamiento habitual de la prótesis, por ejemplo, dos contracciones rápidas seguidas. Este control permite que la prótesis realice combinaciones complejas de posiciones de los dedos para adaptarse a distintas situaciones u objetos sin la complejidad que supondría controlar individualmente cada dedo.
 - **Regresión lineal:** Es una técnica que permite decodificar velocidades y posiciones en lugar de estados finitos. Se basa en la aplicación de modelos de regresión lineal sobre la señal EMG que se traducen en la posición o la velocidad específica de la prótesis.
 - **Reconocimiento de patrones:** Se basa en reconocer patrones musculares muy complejos matemáticamente mediante el uso de clasificadores lineares o redes neuronales, permitiendo extraer de la señal EMG órdenes de control complejas como el movimiento de la muñeca o de los dedos individuales. Este tipo de control es muy complejo de analizar y requiere un entrenamiento de los clasificadores a partir de datos reales de usuarios. Se trata de un tipo de control todavía en desarrollo y su aplicación a prótesis se reduce por ahora a estudios de investigación (Tamura y cols., 2009).
-

4.2 Procedimiento

4.2.1 Comparativa entre dispositivos de medición

En el apartado 4.1.2.2 se han comparado varios dispositivos para medir las señales sEMG del usuario, tanto de bajo coste como de altas prestaciones. El objetivo de este proyecto es construir una prótesis mioeléctrica con el menor coste posible pero para poder determinar qué dispositivo de adquisición de señales es el adecuado para la prótesis se debe realizar una comparación entre los distintos sistemas para evaluar si estos cumplen las especificaciones del proyecto y podrían ser utilizados en el modelo final.

Con este objetivo se desarrolló una aplicación para medir la precisión y capacidad del usuario para controlar sus contracciones musculares con cada uno de los dispositivos y comparar los resultados entre ellos. Debido a que cada sistema transmite los datos de un modo distinto, se decidió implementar esta aplicación en MATLAB ya que soporta distintos protocolos de comunicación y permite utilizar un mismo software para evaluar todos los dispositivos.

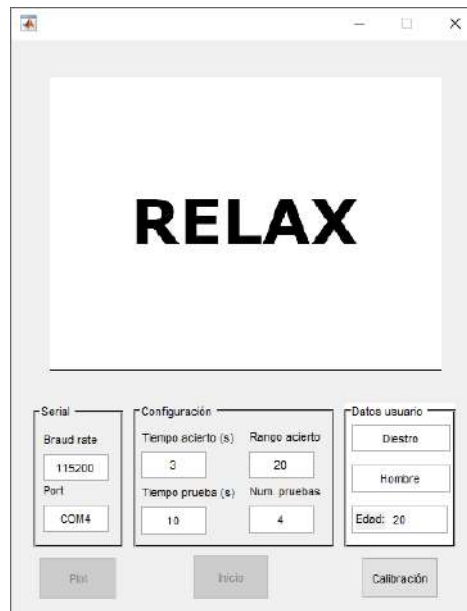


Figura 4.9: Interfaz de la aplicación desarrollada para comparar dispositivos de medición.

4.2.1.1 Desarrollo de la aplicación

4.2.1.1.1 Configuración

El primer elemento a considerar de la aplicación es la entrada de parámetros, como se puede observar en la figura 4.9 está dividida en 3 secciones:

- **Serial:** Aquí se deben introducir los parámetros del puerto serie por el que se recibirá la señal EMG. El método de enviar estos datos a la aplicación varía según el dispositivo: mientras que dispositivos más complejos como Noraxon tienen su propia aplicación para configurar y procesar la medición y establecer el protocolo de transmisión de la señal, otros más simples como la placa e-Health requieren de un pequeño programa de Arduino que haga de intermediario entre los sensores y la aplicación de MATLAB. Aunque cada dispositivo utilizará su frecuencia de muestreo correspondiente (de 50 a 2000 Hz dependiendo del dispositivo utilizado (tabla 3.1)), para normalizar el funcionamiento de la aplicación, esta tomará datos ya filtrados y procesados del puerto serie con una frecuencia fija independiente del dispositivo utilizado. De esta forma, cada dispositivo tomará los datos a la máxima frecuencia posible y los procesará de forma externa a MATLAB (en Arduino para el caso de e-Health o MyoMuscle en el caso de noraxon) y el procesamiento de la interfaz gráfica y toma de medidas de la aplicación no afectarán a la calidad de la señal.
- **Configuración:** En este menú se configuran distintos parámetros de la prueba a realizar. En los apartados 4.2.1.1.4 y 4.2.1.2 se entra más en detalle en cómo funcionan las pruebas y el impacto de cada uno de estos parámetros.
- **Datos usuario:** Con el objetivo de comparar correctamente los datos de todos los usuarios de forma anónima y evaluar con éxito la comparativa entre los distintos dispositivos, se consideró relevante recoger la edad, género y mano dominante de todos los usuarios que realizasen las pruebas.

4.2.1.1.2 Calibración

Esta es la función más importante de las 3, ya que no se podrá evaluar las mediciones obtenidas sin primero realizar una calibración de la señal. La calibración está dividida en dos fases de 5 segundos cada una, en la primera de ellas se pide al usuario que mantenga el músculo relajado (figura 4.10 (a)) y en la segunda que realice una contracción lo más fuerte posible (figura 4.10 (b)).

El objetivo de esta calibración es obtener el valor de MVC del usuario, así como su valor mínimo. Para ello, simplemente se calculará el valor máximo y mínimo de la amplitud de la señal rectificada durante las dos fases anteriormente mencionadas. Estos valores nos permitirán evaluar las contracciones del usuario porcentualmente respecto al MVC, permitiendo comparar los resultados de distintos usuarios sin problemas.

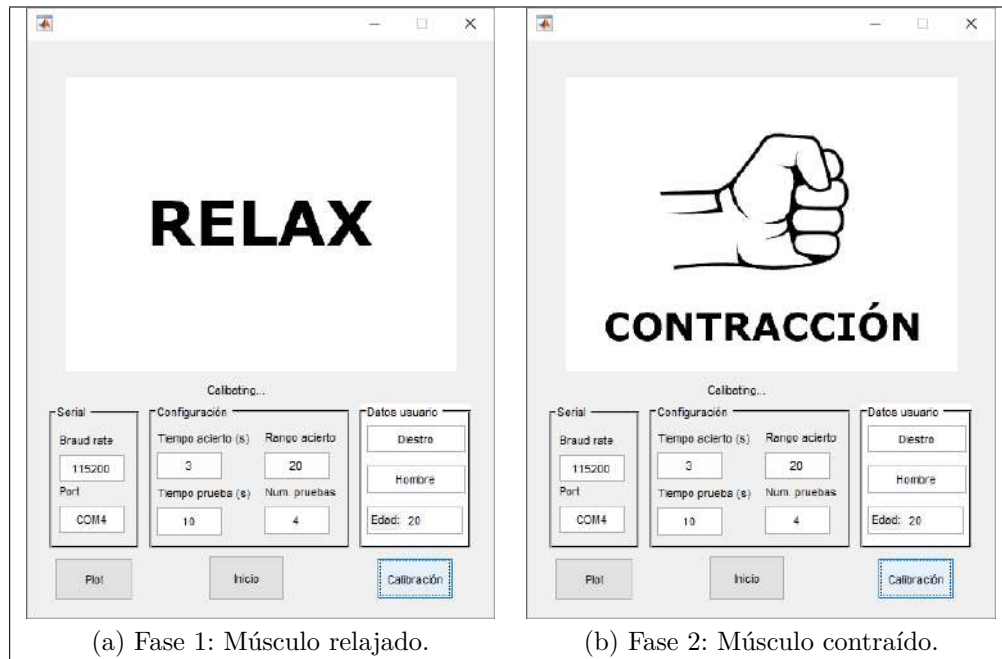


Figura 4.10: Fases de calibración de la aplicación.

4.2.1.1.3 Plot

El objetivo de esta función es permitir probar de forma gráfica el funcionamiento de los electrodos, representando el valor porcentual de la señal recibida en una gráfica respecto al tiempo. Esto permite comprobar que no ha habido ningún fallo en la colocación de los electrodos y que el usuario entiende cómo debe activar el músculo antes de realizar la prueba para tratar de reducir al mínimo los errores durante la prueba, ya que esta requiere que se registre la primera prueba del usuario para poder probar lo intuitivo o complejo que resulta el control mioeléctrico del dispositivo. En la figura 4.11 se puede ver un ejemplo de la ejecución de esta función.

4.2.1.1.4 Inicio

La función de inicio es la que lleva a cabo la tarea principal de la aplicación. Consiste en un pequeño juego donde el usuario debe tratar de mantener el valor de la contracción realizada dentro del margen deseado que se le proporciona en la imagen en color azul oscuro. Puede verse un ejemplo del funcionamiento del juego en la figura 4.12, un punto en el centro de la tabla indicará la medida recibida del usuario, este punto será rojo cuando el usuario no se encuentre en la zona deseada y verde cuando alcance el objetivo. Si el usuario es capaz de mantener el punto dentro del rango objetivo durante 3 segundos, el objetivo se dará por conseguido. Se dispondrá también de un tiempo máximo de 10 segundos para completar cada objetivo antes de que este se de como inválido. Cada prueba realizada constará de 4 objetivos distintos con un orden seleccionado aleatoriamente.

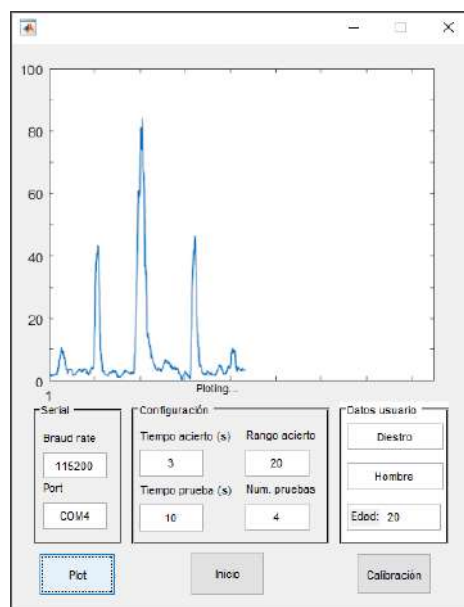


Figura 4.11: Esquema de función de representación gráfica de la señal EMG.

4.2.1.2 Protocolo de pruebas

Con el objetivo de obtener los mejores resultados posibles de cada prueba se estableció un protocolo de pruebas que se debe mantener estrictamente entre todas las pruebas realizadas independientemente del usuario para tratar de maximizar la información recibida de las pruebas y la calidad de esta. Cada prueba consiste en 4 objetivos distintos que el usuario debe de mantener durante 3 segundos, con un tiempo máximo de 10 segundos por objetivo. Se decidió establecer el número de pruebas a 4 así como limitar el porcentaje máximo de la contracción requerida a un 80% del MVC para tratar de reducir la fatiga del usuario durante la prueba, ya que una prueba demasiado prolongada o con contracciones demasiado intensas puede provocar que el músculo del usuario se fatigue y no la realice correctamente. Cada objetivo es distinto al resto y el orden de los objetivos es aleatorio para evitar que algún factor relacionado con la transición entre objetivos afecte a los resultados. Se decidió establecer el tiempo de éxito en 3 segundos así como el rango de acierto a 20% para que no fuese demasiado complejo y cansado para el usuario, pero a su vez no se pueda conseguir un objetivo sin controlar exitosamente las contracciones. En la figura 4.13 se representan los 4 objetivos que componen una prueba

Para cada prueba se guarda un registro los datos de esta que se evaluarán en conjunto una vez se haya terminado el periodo de pruebas con todos los usuarios. Los datos almacenados se dividen en 3 grupos:

Datos del usuario:

- Edad del usuario.
- Mano dominante del usuario.

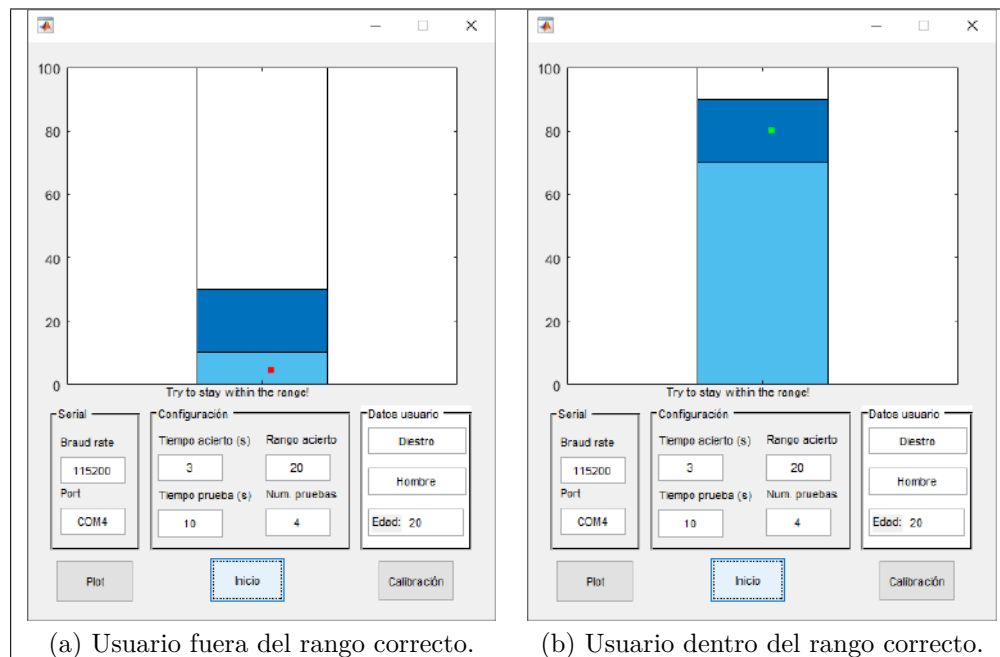


Figura 4.12: Ejemplo del funcionamiento de una prueba.

- Género del usuario.
- ID del usuario: Identificador generado aleatoriamente para la prueba, permite identificar y llevar un registro de las pruebas realizadas manteniendo la anonimidad de los usuarios.

Datos de configuración de la prueba:

- Número de objetivos.
- Valor y orden de cada objetivo.
- Tiempo de éxito por objetivo.
- Tiempo máximo por objetivo.

Resultados de la prueba:

- MVC del usuario: Valor de la contracción voluntaria máxima del usuario durante la calibración.
- Min VC del usuario: Valor de la contracción voluntaria mínima del usuario durante la calibración.
- Resultado de cada objetivo: Vector que indica si el usuario ha alcanzado o no cada objetivo.
- Tiempo requerido por objetivo: Vector con el tiempo que necesitó el usuario para completar cada objetivo (este valor será igual al tiempo máximo por objetivo si este no se ha completado con éxito).

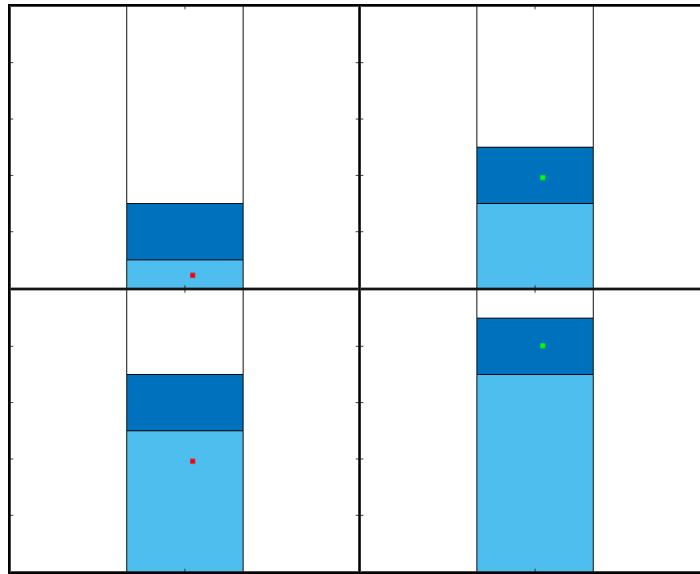


Figura 4.13: Ejemplo de los 4 objetivos distintos que el usuario deberá completar para cada prueba.

- Señal: Se almacenará también un vector con la señal recibida para todo el transcurso de la prueba, con marcadores a lo largo del vector para identificar las distintas fases por si fuese necesario examinar estas señales a posteriori.

4.2.2 Diseño y programación del control mioeléctrico

A falta de realizar las pruebas y seleccionar el dispositivo más adecuado para implementar el control mioeléctrico, se decidió realizar una implementación del control mioeléctrico de la prótesis mediante el sensor MyoWare y Arduino ya que son muy sencillos de adquirir y cumplían los requisitos de coste establecidos para la prótesis, sumando únicamente 40\$ al precio total de la prótesis (tabla 4.1).

4.2.2.1 Tipo de control seleccionado

El diseño de prótesis afectará mucho al tipo de control a seleccionar. La prótesis construida sólo dispone de un actuador que acciona los 5 dedos de la prótesis, el resto de movimientos de la mano, tanto el bloqueo de los dedos como el desplazamiento del pulgar para configurar los distintos tipos de agarre se modifican de forma manual por el usuario y por tanto no entran dentro del control de la prótesis, simplificando mucho este. Siendo la apertura y cierre de la prótesis el único accionamiento a controlar, la mayoría de tipos de control complejos como el establecer agarres predefinidos, el reconocimiento de patrones o el control directo fueron descartados automáticamente ya que no aportarían ninguna funcionalidad especial a la prótesis.

Por otro lado, uno de los principales inconvenientes de seleccionar un dispositivo de bajo coste, como se ha comentado en el apartado 4.1.2.2, es la frecuencia de muestreo limitada. Esta limitación provoca que la señal recibida de los sensores sea de una calidad mucho inferior a los dispositivos de alto coste y por tanto el control seleccionado se verá afectado y deberá adaptarse al dispositivo seleccionado. Un control proporcional que se ve alterado mucho por errores en la señal y requiere mucha precisión en el control de la prótesis no será posible con dispositivos de bajo coste, mientras que un control ON/OFF, al constar únicamente de dos salidas, es mucho más robusto a la calidad del dispositivo de medición y se puede implementar correctamente para dispositivos de bajo coste.

Debido a estos factores, se implementó un control ON/OFF para la prótesis y para añadir algo de complejidad al mismo, se decidió añadir la posibilidad de bloquear la mano en posición activa para poder realizar tareas de sujeción prolongada sin necesidad de mantener continuamente el músculo contraído.

4.2.2.2 Procesamiento de la señal

Al seleccionar un dispositivo de bajo coste como MyoWare, es necesario implementar un procesamiento de la señal para poder utilizarla. Este dispositivo proporciona la señal a la placa Arduino amplificada, filtrada y rectificada, por lo que será necesario aplicar un suavizado a la señal recibida (4.1.2.1). Una forma sencilla de aplicar un suavizado a una señal en directo es aplicar un filtro de media móvil. También será necesario calcular el valor proporcional de la señal EMG en base a los valores de MVC obtenidos en la calibración.

4.2.2.3 Implementación

La implementación en Arduino de lo comentado en el apartado anterior se realizó de forma muy sencilla. El programa de Arduino se divide en 2 partes, el primero de ellos es el procesamiento de la señal, implementado mediante un filtro de media móvil que establece cada medida como la media de los valores anteriores al mismo, suavizando la curva de la señal obtenida.

Código 4.1: Procesamiento de la señal

```
1      void loop()
2      {
3          //Señal en crudo
4          float EMG = analogRead(A0);
5          //Calculo de la señal proporcional
6          data[i]=((EMG-minMVC)/(MVC-minMVC))*100;
7          //Suavizado
8          float output=linearEnvelope(i);
```

Código 4.2: Suavizado

```
1
2      float linearEnvelope(int i)
3      {
4          if (i>range)
5          {
6              float med=0;
7              for (int a = i-range; a <= i; a++)
8              {
9                  med = data[a];
10             }
11             data[i]=med/range;
12         }
13         return data[i];
14     }
```

La segunda parte del programa se corresponde al control ON/OFF de la prótesis. Este control es muy simple, se activará el cierre de la mano cuando el valor de la señal supere un determinado umbral y se abrirá la mano cuando no se supere. El modo bloqueo de la mano tendrá prioridad sobre el control ON/OFF, cuando se active la señal de control (dos contracciones rápidas seguidas), la mano se cerrará y se mantendrá en esa posición hasta que esta señal se vuelva a activar.

Código 4.3: Control de la prótesis

```
1
2      // MODO BLOQUEO
3      if (controlSignal)
4      {
5          closeHand(); // Mantener cerrada hasta que se desactive la señal
6      }
7      else
8      {
9          // CONTROL ON – OFF
10         if (output>threshold)
11         {
12             closeHand();
13         }
14         else
15         {
16             openHand();
17         }
18     }
19     i++;
```


5 Actuación

5.1 Estado del arte

La actuación es un elemento clave de las prótesis mioeléctricas ya que el número y tipo de actuadores utilizados afectará tanto al diseño de la prótesis como al control utilizado. Para poder ajustar una misma prótesis mioeléctrica para distintos usuarios con distintos niveles de amputación, todos los actuadores de la prótesis deben estar dentro de la estructura de la mano (actuación intrínseca). La necesidad de alcanzar una actuación intrínseca ligada al tamaño de los actuadores tradicionales provoca que el número de Grados De Libertad (GDL) disponibles se vea muy reducido en comparación a los de la mano humana. Esta reducción de los GDL disponibles provoca que la superficie de agarre de la mano sea mucho menor, por lo que más fuerza es necesaria para conseguir agarrar cada objeto. Esto complica todavía más la actuación intrínseca, ya que para conseguir una fuerza mayor será necesario utilizar actuadores más grandes y por tanto cabrán menos en la superficie de la mano (Massa y cols., 2002).

5.1.1 Prótesis subactuadas

Un mecanismo subactuado es aquel que tiene menos actuadores que GDL. En estos mecanismos los actuadores tradicionales son reemplazados por actuadores pasivos (elementos elásticos pasivos y límites mecánicos) que no pueden ser controlados pero aumentan el número de GDL totales. Una ventaja de aplicar sistemas subactuados a prótesis de miembro superior es que ayudan a conseguir un agarre adaptativo, es decir, un agarre que se adapta a la forma del objeto a la hora de cogerlo, simulando el comportamiento de las manos humanas.

5.1.1.1 Mecanismos diferenciales

La base de los sistemas subactuados está en los mecanismos diferenciales. Un mecanismo diferencial es un mecanismo en el que se mantiene un equilibrio entre la entrada dinámica de 3 puertos distintos (Xu y cols., 2015). En la figura 5.1 se muestran distintos ejemplos de mecanismos diferenciales para distintas aplicaciones. Estos mecanismos, combinados con elementos elásticos y límites mecánicos, pueden controlar varios GDL mediante un único actuador, lo que los convierte en un elemento clave en prótesis subactuadas.

En la prótesis construida en este proyecto se hace uso de un mecanismo diferencial continuo (figura 5.1 (d)) que permite realizar un agarre adaptativo simplificando el accionamiento de todos los dedos a un solo actuador (figura 5.2). Como se puede ver en la figura 3.18, este mecanismo permite bloquear un dedo, impidiendo su movimiento y a pesar de que hay un único actuador, el resto se sigue moviendo sin restricciones. Este mismo comportamiento permite que unos dedos avancen más que otros a la hora de realizar un agarre, adaptándose al objeto

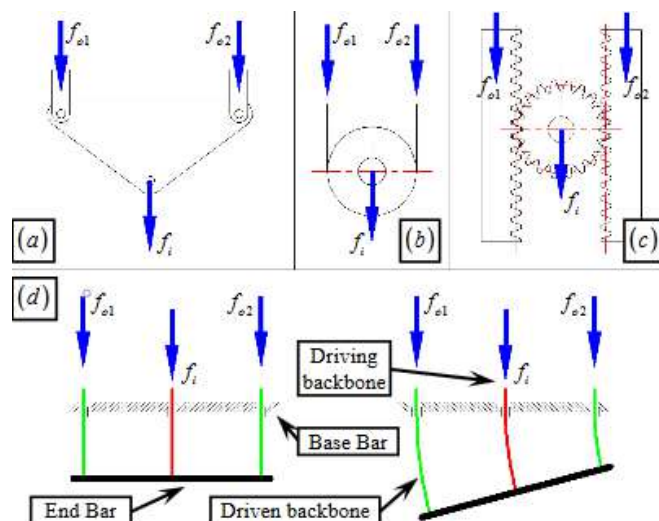


Figura 5.1: Esquema con distintos mecanismos diferenciales: basado en palanca (a), basado en poleas (b), basado en piñones (c) y mecanismo diferencial continuo (d) (Xu y cols., 2015).



Figura 5.2: Mecanismo diferencial de la prótesis construida.

y consiguiendo una mejor superficie de agarre que con un agarre rígido.

5.1.1.2 Tipos de prótesis subactuadas

Dependiendo del mecanismo de transmisión utilizado se distinguen dos tipos de prótesis subactuadas:

- **Basadas en transmisión por tendones:** Este tipo es el utilizado por la gran mayoría de prótesis de miembro superior actualmente. Una de las principales ventajas de utilizar prótesis basadas en tendones y que las convierten en un modelo tan popular es que la superficie utilizada para la transmisión es mínima (únicamente la que ocupen los tendones), reduciendo el peso total de la prótesis y simplificando mucho su construcción y su actuación. Como puede verse en la figura 5.3, los tendones van desde los extremos de cada dedo hasta la palma de la mano donde suelen colocarse los actuadores, que tiran de los tendones provocando que los dedos se cierren sobre si mismos.

- **Basadas en transmisión por enlaces:** Este tipo de transmisión rara vez puede verse en prótesis de miembro superior debido a que suponen unas dimensiones y peso demasiado elevadas para que sean cómodas para la mayoría de usuarios. Su principal ventaja frente a las prótesis basadas en tendones es que permiten generar fuerzas de agarre mucho mayores, sin embargo, aunque este es el motivo de que las pinzas de este tipo sean muy comunes en aplicaciones industriales o espaciales, su elevado peso y volumen impiden su aplicación en prótesis de miembro superior. A pesar de estas limitaciones, varias prótesis de miembro superior basadas en enlaces fueron propuestas (figura 5.4 (Gosselin y Laliberte, 1998)) sin nunca llegar a aplicaciones reales.

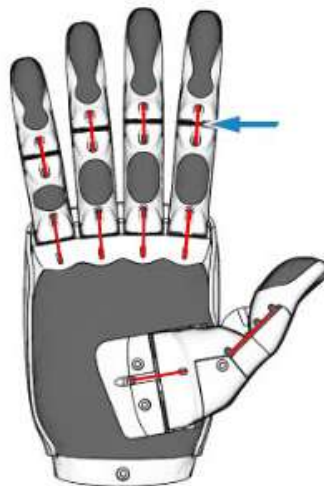


Figura 5.3: Ejemplo del sistema de tendones utilizado por la mayoría de prótesis actuales.

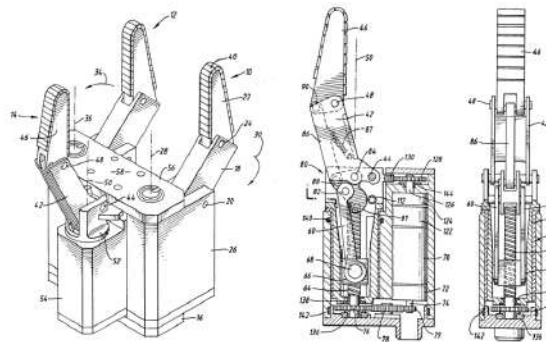


Figura 5.4: Garra protésica basada en enlaces propuesta por Gosselin y Laliberte (1998).

5.1.1.3 Ejemplos de prótesis subactuadas

Debido a su simplicidad y las ventajas que conllevan como el agarre adaptativo, la gran mayoría de las prótesis actuales son prótesis subactuadas, sin embargo, esto no significa que la actuación de todas ellas sea parecida. Dependiendo del número de actuadores utilizados para controlar la prótesis, se podrán configurar más o menos posiciones de agarre distintas, complicando y haciendo más elaborado el control de la prótesis a mayor número de actuadores.

En la tabla 3.1 se puede ver una clara demostración de esto, mientras que las prótesis i-Limb Ultra y BeBionic3 cuentan con un actuador para cada dedo, su alternativa comercial Michelangelo cuenta únicamente con 3 actuadores (los dedos corazón, anular y meñique son activados por el mismo motor). Esta diferencia se aprecia claramente en el número de agarres distintos que estas prótesis pueden realizar, siendo mucho mayor la cantidad de posiciones predefinidas de las dos primeras prótesis (11 y 14 respectivamente (tabla 3.1)) que de la Michelangelo (únicamente 7 (tabla 3.1)). Sin embargo, un mayor número de agarres predefinidos o GDL controlables no siempre será el objetivo a alcanzar, muchas prótesis buscan la sencillez y intuitividad en el control y manejo de la prótesis antes que la alta complejidad y gran cantidad de posiciones, como es el caso del HeroArm de OpenBionics que con 4 actuadores únicamente ofrece 6 agarres distintos o la prótesis MarkV que consta de un actuador independiente para cada dedo y dispone de 5 posiciones predefinidas de agarre.

Para el caso de la prótesis construida en este proyecto se utilizará únicamente un actuador (apartado 5.2.1) que controlará todo el conjunto de la prótesis, consiguiendo una actuación simple y robusta pero a su vez permitiendo cierta configuración en el uso de la prótesis gracias a los elementos configurables mecánicamente como el bloqueo de los dedos o la posición del pulgar.

5.1.2 Prótesis sobreactuadas

Las prótesis subactuadas son simples y fáciles de construir, pero no son suficientemente flexibles para acomodarse a varios tipos de objetos. Utilizando actuadores más pequeños se puede solucionar este problema, permitiendo añadir más por prótesis y aumentando el número de GDL controlables. Uno de las principales ventajas de las prótesis sobreactuadas es que pueden moverse de formas mucho más naturales que las prótesis comunes, todas las articulaciones de cada dedo pueden moverse y rotar de forma independiente, creando un arco mucho más natural y eficiente a la hora de agarrar objetos (Williams y Walter, 2015). Sin embargo, estas prótesis todavía están muy lejos de ser una alternativa real a las prótesis comerciales subactuadas, especialmente debido a la baja fuerza proporcionada por los micro-actuadores, que impiden a las prótesis sobreactuadas alcanzar las prestaciones de otras con actuadores más grandes.

5.1.2.1 Materiales inteligentes

La aparición de materiales como los Polímeros Electroactivos (PEA) o las Aleaciones con memoria de forma o *Shape Memory Alloy* (SMA) que funcionan de forma muy parecida a los músculos humanos han provocado el desarrollo de prótesis biónicas que hacen uso de esta tecnología. Estos materiales han permitido la creación de músculos artificiales que imitan los de las manos humanas pero mucho más ligeros, pequeños y simples que los actuadores de las prótesis tradicionales (Bundhoo y Park, 2005).

Los PEA son aquellos que modifican su forma al recibir una corriente eléctrica. Estos polímeros presentan una alta tasa de deformación y su comportamiento es muy similar el de los músculos humanos, sin embargo, se encuentran en una etapa muy temprana de su investigación y no son capaces de proporcionar la fuerza o el ancho de banda necesarios para aplicarse a prótesis de miembro superior (Bar-Cohen, 2004).

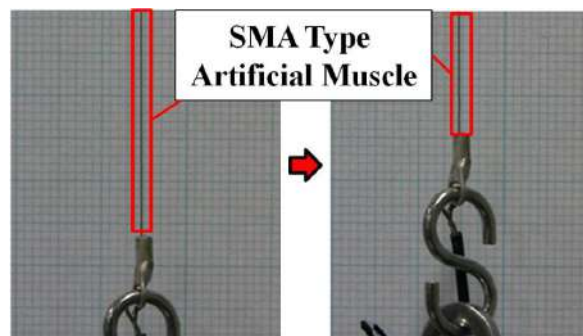


Figura 5.5: Deformación de un cable SMA después de aplicarle un voltaje de 4.0 V mientras soporta una carga de 1.372 N (Matsubara y cols., 2012).

Por otro lado, las SMA son materiales metálicos que regresan a su forma original cuando se calientan (por ejemplo, mediante una corriente eléctrica). Cuando un cable SMA recibe una corriente eléctrica y se calienta, se contrae y se vuelve rígido, pero cuando este se vuelve a enfriar y se le aplica fuerza, recupera su flexibilidad y longitud anterior (figura 5.5 (Matsubara y cols., 2012)). Esta contracción al recibir una corriente eléctrica permite usar estos cables como actuadores ligeros, compactos, insonoros y que producen una gran fuerza para su pequeña masa, lo que suponen unas características ideales para el desarrollo de prótesis mioeléctricas (Bundhoo y Park, 2005). Sin embargo, este tipo de actuadores también tiene inconvenientes: tienen un ciclo de vida muy pequeño, requieren una gran longitud de cable para generar un movimiento significativo y su comportamiento no es lineal (histéresis).

Existen numerosos estudios que tratan de aplicar esta tecnología para crear músculos artificiales y actuar prótesis mioeléctricas, el peso y tamaño reducidos de estos actuadores permite a las prótesis soportar un número mayor de actuadores y por tanto de GDL controlables, facilitando la construcción de prótesis completamente actuadas o sobreactuadas. Un ejemplo de esto puede verse en la figura 5.6, esta prótesis fue propuesta por Matsubara y cols. (2012) utilizando únicamente actuadores SMA. A pesar de que la prótesis permite manipular objetos

ligeros, en ella se observan muchos de los defectos de este tipo de materiales como el poco rango de movimiento, que hace necesario que el cable SMA sea enrollado varias veces sobre unos rodamientos situados en la palma para poder generar suficiente movimiento para actuar completamente un dedo (figura 5.6 (a)).

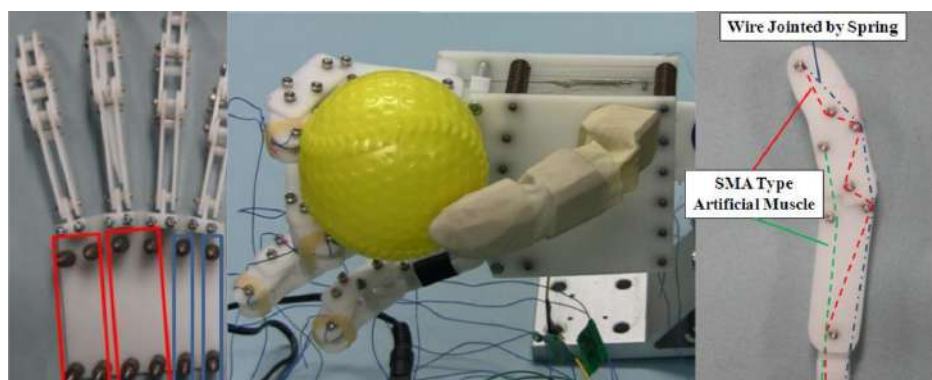


Figura 5.6: Prótesis basada íntegramente en actuadores SMA propuesta por Matsubara y cols. (2012).

5.1.2.2 Ejemplos de prótesis sobreactuadas

Un ejemplo de prótesis sobreactuada es la propuesta por Williams y Walter (2015). Esta prótesis utiliza únicamente 17 servomotores para controlar todos sus GDL, lo que resulta en una prótesis de gran tamaño y peso (figura 5.7) que resultaría muy incómoda para ser utilizada por usuarios reales.

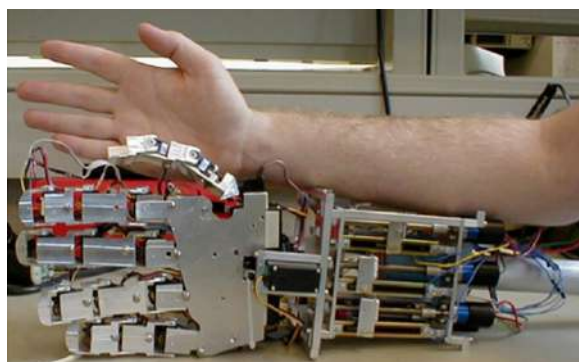


Figura 5.7: Comparativa de tamaño de la prótesis sobreactuada propuesta por Williams y Walter (2015).

Atasoy y cols. (2016) propusieron una prótesis que trata de solucionar este problema combinando motores y actuadores SMA. Este estudio trata de recrear por completo la mano humana (estructura, articulaciones y tendones) en una prótesis mioeléctrica mediante el uso de 13 motores de corriente continua colocados en el antebrazo (para la flexión y contracción

de los dedos y movimiento de la muñeca), de actuadores SMA colocados entre los dedos (para generar movimientos de abducción y aducción de estos) y de sensores inerciales colocados en cada dedo para proporcionar realimentación de posición al control. La gran cantidad de actuadores permite controlar 24 GDL de la prótesis, lo que supone una complejidad de control inmensa. Por este motivo, el controlador de la prótesis utiliza dos redes neuronales distintas para funcionar: una para clasificar las señales EMG y generar las señales de control y otra para a partir de estas señales de control poder mover correctamente todos los actuadores y realizar los movimientos de la mano deseados.



Figura 5.8: Diseño de la prótesis sobreactuada propuesta por Atasoy y cols. (2016).

5.2 Procedimiento

5.2.1 Selección de un motor

El último paso de la construcción de la prótesis es elegir un motor adecuado para llevar a cabo la actuación de la misma que se ajuste a los objetivos planteados de bajo coste pero que a su vez pueda garantizar un control adecuado y un agarre robusto y con fuerza suficiente para manipular distintos objetos de forma correcta.

5.2.1.1 Tipos de motores

Las prótesis mioeléctricas actuales pueden ser divididas en dos grupos principales según el tipo de motor que utilizan para su actuación:

- **Motores Corriente Continua (CC):** Estos motores son los más comunes en prótesis mioeléctricas debido principalmente a que al ofrecer un giro continuo y mucho más rápido que su alternativa, se adaptan muy bien a prótesis basadas en tendones, permitiendo enrollar y desenrollar el tendón de forma sencilla, rápida y sin ocupar demasiado espacio en la mano.
- **Servomotores:** Este tipo de motores ofrecen mucha más precisión de movimiento que los motores de CC, sin embargo, son menos comunes que estos debido a que su movimiento está habitualmente limitado a un ángulo determinado (normalmente entre 180° y 270°) y ocupan más espacio, por tanto no pueden implementarse de forma tan sencilla en prótesis mioeléctricas. A pesar de esto, pueden encontrarse servomotores en varias prótesis mioeléctricas como es el caso de la propuesta por Williams y Walter (2015) donde el rango de movimiento no es un problema y la alta precisión y par que proporcionan este tipo de motores son muy importantes.

La gran mayoría de las prótesis analizadas hacen uso de motores CC, todas estas prótesis tienen varios actuadores por lo que el par individual de cada uno tiene menos importancia, sin embargo, el espacio y peso ocupado por estos motores es crítico. Por otro lado, la prótesis construida en este proyecto consta de un único actuador responsable del movimiento de todos los dedos. Esto supone que la fuerza final de agarre de la prótesis dependa exclusivamente del par del motor utilizado y el espacio ocupado por el motor o su peso tengan mayor holgura. Debido a que los servomotores proporcionan un mayor par que los motores de corriente continua y son más sencillos y precisos de controlar, se decidió optar por un motor de este tipo para la actuación de la prótesis.

5.2.1.2 Comparativa entre distintos motores

El modelo original de esta prótesis propuesto por Liarokapis y cols. (2014) incluye dos opciones de motor para accionar la prótesis: Herkulex DRS-0201 y Dynamixel RX-28 sin embargo, debido a su elevado precio (209.90€ y 132.05€ respectivamente (tabla 5.1)) se consideró necesario realizar un análisis de otras posibles alternativas que no eleven tanto el coste de la prótesis y permitan su accionamiento y control de forma correcta.

| | Rango de giro (°) | Par (kg · cm) | Velocidad (s/60°) | Peso (g) | Alimentación (V) | Precio (\$) |
|------------------|----------------------|------------------|----------------------|-------------|---------------------|----------------|
| RX-28 | 300 / continuo | 37.7 | 0.167 - 0.126 | 72 | 12 -16 | 209.90 |
| DRS-0201 | 320 / continuo | 24 | 0.147 | 60 | 7 -12 | 132.05 |
| DS3218MG | 270 | 22 | 0.16 - 0.14 | 60 | 4.8 - 6.8 | 18.97 |
| DS3225 | 180 | 25 | 0.15 - 0.13 | 67 | 4.8 - 6.8 | 24.99 |
| DS3235 | 270 | 35.2 | 0.13 - 0.11 | 60 | 4.8 - 8.4 | 40 |
| SPT5325LV | 180 / continuo | 25 | 0.22 - 0.18 | 57 | 4.8 - 6.0 | 27 |
| SPT5430HV | 180 / continuo | 30 | 0.21 - 0.15 | 66 | 4.8 - 8.4 | 32 |
| LW25MG | Continuo | 25 | 0.16 - 0.14 | 72 | 6.0 - 8.4 | 45 |

Tabla 5.1: Comparativa entre servomotores para la actuación de la prótesis

En la tabla 5.1 se muestra una comparativa entre los dos motores propuestos por OpenBionics (Kontoudis y cols., 2015) y otras alternativas comerciales de menor coste. En esta tabla puede verse que motores de mucho menor coste como el DS3235 o el SPT5430HV ofrecen pares y velocidades similares a los motores de alto coste, permitiendo accionar la prótesis sin problema y con una fuerza similar. La principal diferencia que encontramos en estos motores es que los servomotores de DSSERVO ofrecen un giro limitado a 180 o 270 grados, sin embargo un servomotor puede ser modificado para girar de forma continua sustituyendo su potenciómetro interno por dos resistencias fijas (Ji y cols., 2017), permitiendo utilizarlos para actuar la prótesis.

Por este motivo y con el objetivo de reducir el coste de la prótesis se propone el uso del servo DS3235 de DSSERVO para la actuación de la prótesis ya que por un coste muy bajo (40\$) y una pequeña modificación a su circuito interno se consiguen unas prestaciones similares al de los motores más caros.

5.2.2 Incorporación del motor al diseño de la prótesis

La propuesta de prótesis de OpenBionics incluye dos modelos 3D de piezas para incorporar el motor a la prótesis a pesar de que no incluyan ni la actuación ni el control de la prótesis en su propuesta. Como se puede ver en la figura 5.9, tanto la polea para conectar los tendones al motor como la pieza para fijar el motor a la palma están diseñadas exclusivamente para el motor HerculeX DRS-0201 y no pueden utilizarse para servomotores distintos (figura 5.10) por lo que deben de ser adaptadas al nuevo motor elegido.

En la figura 5.11 puede verse la modificación realizada a la polea para poder utilizarla en el motor propuesto, permitiendo conectar los tendones de los dedos a este. También fue necesario modificar la pieza de conexión del motor a la palma, permitiendo unir el motor y actuar intrínsecamente la prótesis.

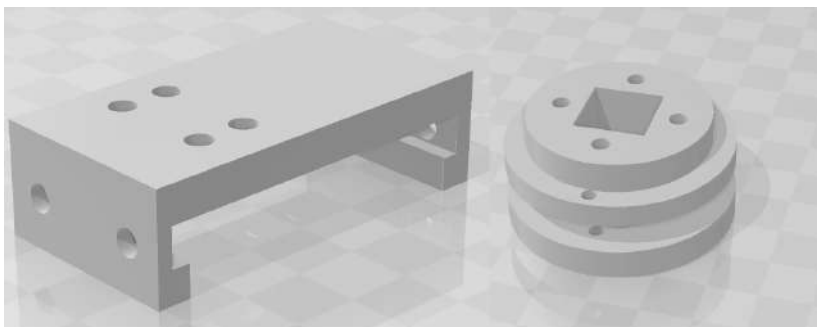


Figura 5.9: Piezas propuestas por Kontoudis y cols. (2015) para conectar los tendones al motor HerculeX DRS-0201 (b) y este a la prótesis (a).



Figura 5.10: Motor HerculeX DRS-0201 propuesto por Kontoudis y cols. (2015) y motor DS3235 propuesto en este trabajo.



Figura 5.11: Polea modificada para conectar al motor DS3235 probada en un DS3218MG.

6 Presupuesto

Una vez concluido el proyecto, el último paso es realizar un análisis de la prótesis propuesta y los materiales usados para determinar el coste total de esta y comprobar si se ajusta a los objetivos planteados de coste y simplicidad.

La lista de materiales propuesta en la fase de diseño (sin contar con el material para imprimir en 3D las piezas) puede verse en la tabla 3.5. Esta tabla incluye ciertas modificaciones sobre el diseño original con el objetivo de que todos los materiales puedan adquirirse de forma sencilla y barata en internet o en tiendas locales.

| Material | Cantidad | Precio (€) |
|---------------------------------|----------|---------------|
| Diseño | | |
| Rollo PETG 1kg | 1 | 25.40 |
| Cinta adhesiva | 1 | 1.30 |
| Cinta antideslizante | 1 | 11.99 |
| Cinta de gomaespuma | 1 | 5.99 |
| Hilo de Nylon | 1 | 2.50 |
| Hilo Dyneema | 1 | 4.99 |
| Láminas de silicona | 1 | 15.64 |
| Rodamientos | 10 | 7.54 |
| Materiales comunes ¹ | - | 10 |
| Control | | |
| Sensor MyoWare | 1 | 37.20 |
| Electrodos y alcohol | 3 | 10 |
| Arduino Micro | 1 | 9.99 |
| Actuación | | |
| DSSERVO DS3235 | 1 | 33.75 |
| TOTAL | | 199.47 |

Tabla 6.1: Precio de los materiales necesarios para construir la prótesis propuesta.

Respecto al control, a falta de realizar las pruebas descritas en el apartado 4.2.1.2 para determinar cuál de los dispositivos de bajo coste está a la altura de los sistemas de altas prestaciones, se preseleccionó el sensor MyoWare de Advancer Technologie para captar las señales EMG del usuario. A demás del sensor y sus electrodos, como se comentó en el apartado 4.2.2, será necesario utilizar Arduino para hacer de intermediario entre el sensor MyoWare

¹Materiales genéricos y comunes que se pueden adquirir en multitud de tiendas locales a un precio despreciable como tornillos, tubos, muelles y el resto de materiales no especificados

y el actuador de la prótesis.

Por último, se decidió cambiar el motor de la propuesta original por el servomotor DS3235 de DSSERVO que ofrece características similares a un coste mucho menor. El motor se puede accionar directamente mediante la placa Arduino que hará de controlador por lo que la actuación únicamente requiere del motor y las piezas impresas en 3d mencionadas en el apartado 5.2.2.

En la tabla 6.1 puede comprobarse que el precio total de la prótesis propuesta, incluyendo las fases de diseño, control y actuación, está en aproximadamente 200€, muy por debajo del coste de las prótesis mioeléctricas actuales (apartado 3.1.2), por lo que se ha alcanzado el objetivo original del trabajo de ofrecer una prótesis mioeléctrica simple y de bajo coste.

7 Trabajo futuro

A pesar de haber realizado una propuesta que se ajusta con éxito a los objetivos del proyecto, todavía queda mucho trabajo por realizar para que esta prótesis esté completa y pueda llegar a los usuarios finales.

En el apartado 3.2.3.2 se plantean ciertas mejoras a la prótesis que por restricciones temporales ligadas a este trabajo no se pudieron implementar pero que deberían completarse de cara a un prototipo final de este modelo. Será necesario diseñar un sistema de conexión de la prótesis al miembro del usuario que pueda adaptarse a distintos niveles de amputación transradial y que permita el uso cómodo de la prótesis por parte de cualquier usuario. Otra de las propuestas realizadas es modificar el sistema de articulaciones para reducir el tiempo de fabricación de la prótesis y realizar una guía detallada sobre el montaje de esta para que cualquier usuario que desee construir una pueda hacerlo de forma sencilla y cómoda.

En segundo lugar, un elemento que tendrá una gran importancia en el trabajo futuro sobre esta prótesis es el control. Se ha realizado una propuesta preliminar mediante el sensor MyoWare (apartado 4.2.2) y Arduino pero sería interesante analizar las distintas opciones de adquisición de señales EMG de bajo coste, comparándolas con dispositivos de altas prestaciones (como se propone en el apartado 4.2.1) para determinar cuál es la mejor alternativa para conseguir un control preciso y robusto de la prótesis.

En tercer lugar, se ha propuesto un actuador y los elementos necesarios para incorporar este al modelo de la prótesis pero se debe realizar un análisis de su funcionamiento y comprobar si cumple con éxito los requisitos de fuerza y agarre de una prótesis mioeléctrica estándar. Para ello se deberá analizar el agarre de la prótesis para distintos objetos y en distintas situaciones, comprobando si el diseño propuesto se comporta correctamente en todas ellas y de forma intuitiva y cómoda para el usuario.

Por último, el modelo en el que se basa esta propuesta se encuentra disponible de forma abierta en internet y si no fuese por ello este proyecto no habría sido posible, por lo que una vez que se consiga un prototipo final que pueda ser utilizado por cualquier usuario, se publicará de forma abierta para que cualquier persona pueda acceder a él e incluso realizar mejoras sobre su diseño y funcionamiento.

8 Conclusiones

En este proyecto se ha propuesto un diseño, control y actuación de una prótesis transradial mioeléctrica de bajo coste. Después de realizar un análisis de las prótesis mioeléctricas de miembro superior actuales y sus limitaciones, se decidió elegir la propuesta de OpenBionics (Kontoudis y cols., 2015) como base de desarrollo de este trabajo. A pesar de que este modelo incluía únicamente el diseño de la prótesis y una propuesta de actuador, este se ajustaba perfectamente a los requisitos del proyecto debido a su simplicidad y bajo coste de fabricación. Sobre este modelo inicial se han realizado varias modificaciones con el objetivo de optimizar el funcionamiento y aproximarse más a los objetivos del proyecto de conseguir una prótesis simple y de bajo coste.

A demás de estas modificaciones, fue necesario diseñar desde cero un sistema control mioeléctrico y actuación para la prótesis basado en dispositivos de captación de señales EMG de bajo coste que se ajustase al diseño propuesto, permitiendo al usuario accionar la prótesis mediante contracciones musculares de una forma simple e intuitiva.

Como se ha comentado en el apartado anterior, todavía queda mucho trabajo por hacer para conseguir llevar esta prótesis a usuarios, tanto en el diseño de nuevos elementos de la prótesis como en el desarrollo de pruebas para evaluar el comportamiento del control propuesto para distintas situaciones y usuarios. Sin embargo, se puede concluir que se han alcanzado los objetivos del trabajo de forma satisfactoria ya que la prótesis propuesta, incluyendo el control mioeléctrico y actuación, tiene un coste de únicamente 200€, muy por debajo de las prótesis comerciales actuales.

Bibliografía

- Advancer technologies [online]*. (s.f.). <http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>. (Accessed: 2020-03-18)
- AlQaseer, A., Ismaeel, T., y Badr, O. (2017). Major lower limb amputation: causes, characteristics and complications. *Bahrain Medical Bulletin*, 39(3).
- Altimari, L., Dantas, J. L., Bigliassi, M., Kanthack, T., Moraes, A., y Abrao, T. (2012, 10). Influence of different strategies of treatment muscle contraction and relaxation phases on emg signal processing and analysis during cyclic exercise.. doi: 10.5772/50599
- Andrés, U. (2019). Apuntes de la asignatura robótica de servicios, grado en ingeniería robótica. Universidad de Alicante.
- Antfolk, C., Balkenius, C., Lundborg, G., Rosén, B., y Sebelius, F. (2010, 14 de Sep). Design and technical construction of a tactile display for sensory feedback in a hand prosthesis system. *BioMedical Engineering OnLine*, 9(1), 50. Descargado de <https://doi.org/10.1186/1475-925X-9-50> doi: 10.1186/1475-925X-9-50
- Asthetic prosthetics*. (s.f.). www.aestheticprosthetics.com. (Accessed: 2020-03-18)
- Atasoy, A., Kaya, E., Toptas, E., Kuchimov, S., Kaplanoglu, E., y Ozkan, M. (2016). 24 dof emg controlled hybrid actuated prosthetic hand. En *2016 38th annual international conference of the ieee engineering in medicine and biology society (embc)* (pp. 5059–5062).
- Ayúdame 3d [online]*. (s.f.). <https://ayudame3d.org/>. (Accessed: 2020-03-18)
- Bar-Cohen, Y. (2004). *Electroactive polymer (eap) actuators as artificial muscles: reality, potential, and challenges* (Vol. 136). SPIE press.
- Bennett, D. A., y Goldfarb, M. (2018). Imu-based wrist rotation control of a transradial myoelectric prosthesis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(2), 419-427.
- Biddiss, E., y Chau, T. (2008, 06). Dielectric elastomers as actuators for upper limb prosthetics: Challenges and opportunities. *Medical engineering & physics*, 30, 403-18. doi: 10.1016/j.medengphy.2007.05.011
- Bukowski, E. L. (2006, 04). Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles, ed 3. *Physical Therapy*, 86(4), 595-596. Descargado de <https://doi.org/10.1093/ptj/86.4.595> doi: 10.1093/ptj/86.4.595
- Bundhoo, V., y Park, E. J. (2005). Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands. En *Icar'05. proceedings., 12th international conference on advanced robotics, 2005*. (pp. 368–375).

- Burger, H., y Marinček, Č. (1994). Upper limb prosthetic use in slovenia. *Prosthetics and orthotics international*, 18(1), 25–33.
- Cadwell industries [online]. (s.f.). <https://www.cadwell.com/about/>. (Accessed: 2020-03-18)
- Chaubey, P., Chou, T., Daly, W., y Boone, D. (2014, 07). Closed-loop vibratory haptic feedback in upper-limb prosthetic users. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 26, 120-127. doi: 10.1097/JPO.0000000000000030
- Cipriani, C., Controzzi, M., y Carrozza, M. C. (2009, June). Progress towards the development of the smarthand transradial prosthesis. En *2009 ieee international conference on rehabilitation robotics* (p. 682-687). doi: 10.1109/ICORR.2009.5209620
- Cipriani, C., Controzzi, M., y Carrozza, M. C. (2011). The smarthand transradial prosthesis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1), 29. Descargado de <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-29> doi: 10.1186/1743-0003-8-29
- Cipriani, C., D'Alonzo, M., y Carrozza, M. C. (2012, 02). A miniature vibrotactile sensory substitution device for multifingered hand prosthetics. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 59, 400-8. doi: 10.1109/TBME.2011.2173342
- Côté-Allard, U., Gagnon-Turcotte, G., Laviolette, F., y Gosselin, B. (2019, 24 de Jun). A low-cost, wireless, 3-d-printed custom armband for semg hand gesture recognition. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(12), 2811. Descargado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31238529> (31238529[pmid]) doi: 10.3390/s19122811
- Delsys [online]. (s.f.). <https://delsys.com/trigno/>. (Accessed: 2020-03-18)
- De Luca, G. (2003). *Fundamental concepts in emg signal acquisition*. Massachusetts: Delsys Inc.
- Dhillon, G. S., y Horch, K. W. (2005). Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13, 468-472.
- Dietrich, C., Walter-Walsh, K., Nehrdich, S., Hofmann, G., Witte, O., Miltner, W., y Weiss, T. (2011, 11). Sensory feedback prosthesis reduces phantom limb pain: Proof of a principle. *Neuroscience letters*, 507, 97-100. doi: 10.1016/j.neulet.2011.10.068
- Enabling the future [online]. (s.f.). <http://http://enablingthefuture.org/>. (Accessed: 2020-03-18)
- Engels, L. F., y Cipriani, C. (2019). Nature's masterpiece: How scientists struggle to replace the human hand. *Frontiers for Young Minds*. Descargado de <https://kids.frontiersin.org/article/10.3389/frym.2019.00083> doi: 10.3389/frym.2019.00083
- González-Rodríguez, A., Ramón, J. L., Morell, V., Garcia, G. J., Pomares, J., Jara, C. A., y Úbeda, A. (2019). *Evaluation of optimal vibrotactile feedback for force-controlled upper limb myoelectric prostheses*.

- Gosselin, C., Pelletier, F., y Laliberte, T. (2008). An anthropomorphic underactuated robotic hand with 15 dofs and a single actuator. En *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (p. 749-754).
- Gosselin, C. M., y Laliberte, T. (1998, junio 9). *Underactuated mechanical finger with return actuation*. Google Patents. (US Patent 5,762,390)
- Gregory-Dean, A. (1991). Amputations: statistics and trends. *Annals of the royal college of Surgeons of England*, 73(3), 137.
- Gyrobot. (s.f.). *Flexy hand 2*. <https://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-flexy-hand/>. (Accessed: 2020-03-18)
- Hamill, J., Knutzen, K., y Derrick, T. R. (2017). *Biomecánica: bases del movimiento humano: 4. a edición*. Wolters Kluwer.
- Howard, R. (2016, 07). Wireless sensor devices in sports performance. *IEEE Potentials*, 35, 40-42. doi: 10.1109/MPOT.2015.2501679
- Hrubec, Z., y Ryder, R. A. (1980). Traumatic limb amputations and subsequent mortality from cardiovascular disease and other causes. *Journal of chronic diseases*, 33(4), 239-250.
- Iáñez, E., Azorin, J., y Perez-Vidal, C. (2013, 07). Using eye movement to control a computer: A design for a lightweight electro-oculogram electrode array and computer interface. *PloS one*, 8, e67099. doi: 10.1371/journal.pone.0067099
- Jardim, A. S., Ozgoren, D. B., Casley, S. V., y Choopojcharoen, T. (2014). Iris hand: Smart robotic prosthesis. *Worcester Polytechnic Institute*.
- Ji, Y., Yang, J., y Wu, J. (2017). An approach to modify standard servo. En *Proceedings of the 2017 2nd international conference on electrical, automation and mechanical engineering (eame 2017)* (p. 139-141). Atlantis Press. Descargado de <https://doi.org/10.2991/eame-17.2017.34> doi: <https://doi.org/10.2991/eame-17.2017.34>
- Kaczmarek, K. A., Webster, J. G., Bach-y-Rita, P., y Tompkins, W. J. (1991). Electro-tactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38(1), 1-16.
- Kim, K., y Colgate, E. (2012, 07). Haptic feedback enhances grip force control of semg-controlled prosthetic hands in targeted reinnervation amputees. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 20. doi: 10.1109/TNSRE.2012.2206080
- Kirkup, J. R. (2007). *A history of limb amputation*. Springer Science & Business Media.
- Kontoudis, G. P., Liarokapis, M. V., Zisimatos, A. G., Mavrogiannis, C. I., y Kyriakopoulos, K. J. (2015, Sept). Open-source, anthropomorphic, underactuated robot hands with a selectively lockable differential mechanism: Towards affordable prostheses. En *Ieee/rsj international conference on intelligent robots and systems (iros)* (p. 5857-5862). doi: 10.1109/IROS.2015.7354209
-

- Kröger, K., Berg, C., Santosa, F., Malyar, N., y Reinecke, H. (2017, 24 de Feb). Lower limb amputation in germany. *Deutsches Arzteblatt international*, 114(7), 130-136. Descargado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28302263> (28302263[pmid]) doi: 10.3238/arztebl.2017.0130
- Ku, I., Lee, G., Park, C., Lee, J., y Jeong, E. (2019, 07). Clinical outcomes of a low-cost single-channel myoelectric-interface three-dimensional hand prosthesis. *Archives of Plastic Surgery*, 46, 303-310. doi: 10.5999/aps.2018.01375
- Kyranou, I., Krasoulis, A., Erden, M. S., Nazarpour, K., y Vijayakumar, S. (2016). Real-time classification of multi-modal sensory data for prosthetic hand control. En *2016 6th ieee international conference on biomedical robotics and biomechatronics (biorob)* (p. 536-541).
- Liarokapis, M. V., Zisimatos, A. G., Mavrogiannis, C. I., y Kyriakopoulos, K. J. (2014, February). Openbionics: An open-source initiative for the creation of affordable, modular, light-weight, underactuated robot hands and prosthetic devices. En *2nd asu rehabilitation robotics workshop*.
- MacLean, K. E. (2000). Designing with haptic feedback. En *Proceedings 2000 icra. millennium conference. ieee international conference on robotics and automation. symposia proceedings (cat. no.00ch37065)* (Vol. 1, p. 783-788 vol.1).
- Mand.ro [online]. (s.f.). [www.http://mand.ro](http://mand.ro). (Accessed: 2020-03-18)
- Massa, B., Roccella, S., Carrozza, M. C., y Dario, P. (2002). Design and development of an underactuated prosthetic hand. En *Proceedings 2002 ieee international conference on robotics and automation (cat. no.02ch37292)* (Vol. 4, p. 3374-3379 vol.4).
- Matsubara, S., Okamoto, S., y Lee, J. H. (2012). Prosthetic hand using shape memory alloy type artificial muscle. En *Proceedings of the international multiconference of engineers and computer scientists, hong kong, china* (pp. 14-16).
- McGimpsey, G., y Bradford, T. C. (2008). Limb prosthetics services and devices. *Bioengineering Institute Center for Neuroprosthetics Worcester Polytechnic Institution*.
- Meek, S. G., Jacobsen, S. C., y Goulding, P. (1989). Extended physiologic tacton: design and evaluation of a proportional force feedback system. *Journal of rehabilitation research and development*, 26 3, 53-62.
- Millstein, S., Bain, D., y Hunter, G. (1985). A review of employment patterns of industrial amputees—factors influencing rehabilitation. *Prosthetics and orthotics international*, 9(2), 69-78.
- Mousavi, A. A., Saied, A., y Heidari, E. (2012). A survey on causes of amputation in a 9-year period in iran. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 132(11), 1555-1559.
- Moxey, P., Gogalniceanu, P., Hinchliffe, R., Loftus, I., Jones, K., Thompson, M., y Holt, P. (2011, 03). Lower extremity amputations – a review of global variation in incidence. *Diabetic medicine : a journal of the British Diabetic Association*, 28, 1144-53. doi: 10.1111/j.1464-5491.2011.03279.x

- Noraxon [online]*. (s.f.). <https://www.noraxon.com/>. (Accessed: 2020-03-18)
- Open bionics [online]*. (s.f.). <https://openbionics.com/>. (Accessed: 2020-03-18)
- Østlie, K., Skjeldal, O. H., Garfelt, B., y Magnus, P. (2011). Adult acquired major upper limb amputation in norway: prevalence, demographic features and amputation specific features. a population-based survey. *Disability and rehabilitation*, 33(17-18), 1636–1649.
- Ottobock*. (s.f.). www.living-with-michelangelo.com. (Accessed: 2020-03-18)
- Patterson, P. E., y Katz, J. A. (1992). Design and evaluation of a sensory feedback system that provides grasping pressure in a myoelectric hand. *J Rehabil Res Dev*, 29(1), 1–8.
- Pizzolato, S., Tagliapietra, L., Cognolato, M., Reggiani, M., Müller, H., y Atzori, M. (2017, 12 de Oct). Comparison of six electromyography acquisition setups on hand movement classification tasks. *PloS one*, 12(10), e0186132-e0186132. Descargado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29023548> (29023548[pmid]) doi: 10.1371/journal.pone.0186132
- Raichle, K. A., Hanley, M. A., Molton, I., Kadel, N. J., Campbell, K., Phelps, E., ... Smith, D. G. (2008). Prosthesis use in persons with lower- and upper-limb amputation. *Journal of rehabilitation research and development*, 45(7), 961-972. Descargado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19165686> (19165686[pmid]) doi: 10.1682/jrrd.2007.09.0151
- Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., y Mohd-Yasin, F. (2006, 01 de Dec). Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8(1), 11-35. Descargado de <https://doi.org/10.1251/bpo115> doi: 10.1251/bpo115
- Resnik, L. J., Meucci, M. R., Lieberman-Klinger, S., Fantini, C., Kelty, D. L., Disla, R., y Sasson, N. G. (2012). Advanced upper limb prosthetic devices: implications for upper limb prosthetic rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93 4, 710-7.
- Roeschlein, R., y Domholdt, E. (1989). Factors related to successful upper extremity prosthetic use. *Prosthetics and orthotics international*, 13(1), 14–18.
- Rossini, P., Micera, S., Benvenuto, A., Carpaneto, J., Cavallo, G., Citi, L., ... Dario, P. (2010, 05). Double nerve intraneural interface implant on a human amputee for robotic hand control. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 121, 777-83. doi: 10.1016/j.clinph.2010.01.001
- Rslsteeperr*. (s.f.). www.bebionic.com. (Accessed: 2020-03-18)
- Salem, F. H. A., Mohamed, K. S., Mohamed, S. B. K., y El Gehani, A. A. (2013). The development of body-powered prosthetic hand controlled by emg signals using dsp processor with virtual prosthesis implementation. *Conference Papers in Engineering*, 2013, 598945. Descargado de <https://doi.org/10.1155/2013/598945> doi: 10.1155/2013/598945
- Saunders, I., y Vijayakumar, S. (2011). The role of feed-forward and feedback processes for closed-loop prosthesis control. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1), 60.
-

- Shannon, G. (1976, May). A comparison of alternative means of providing sensory feedback on upper limb prostheses. *Medical & biological engineering*, 14(3), 289–294. Descargado de <https://doi.org/10.1007/bf02478123> doi: 10.1007/bf02478123
- Shaw, L., y Bhaga, S. (2012, 10). Online emg signal analysis for diagnosis of neuromuscular diseases by using pca and pnn. *International Journal Of Engineering Science and Technology* 0975-5462, 4, 4453-4459.
- SHEIKH, K. (1985). Return to work following limb injuries. *Occupational Medicine*, 35(4), 114–117.
- Simon, A. M., Hargrove, L. J., Lock, B. A., y Kuiken, T. A. (2011). Target achievement control test: evaluating real-time myoelectric pattern-recognition control of multifunctional upper-limb prostheses. *Journal of rehabilitation research and development*, 48(6), 619-627. Descargado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21938650> (21938650[pmid]) doi: 10.1682/jrrd.2010.08.0149
- Smith, D. G., Ehde, D. M., Legro, M. W., Reiber, G. E., del Aguila, M., y Boone, D. A. (1999). Phantom limb, residual limb, and back pain after lower extremity amputations. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 361, 29–38.
- Sono, T. S. P., y Menegaldo, L. L. (2009). Myoelectric hand prosthesis force control through servo motor current feedback. *Artificial Organs*, 33(10), 871–876.
- Stepp, C. E., y Matsuoka, Y. (2011). Vibrotactile sensory substitution for object manipulation: amplitude versus pulse train frequency modulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(1), 31–37.
- Stopforth, R., Riet, D., Bright, G., y Diegel, O. (2015, 01). A low cost design of a 3d printed multi-fingered myoelectric prosthetic hand. En (p. 85-117).
- Tamura, H., Gotoh, T., Okumura, D., Tanaka, H., y Tanno, K. (2009). A study on the s-emg pattern recognition using neural network. *International Journal of Innovative Computing, Information and Control*, 5(12), 4877–4884.
- ten Kate, J., Smit, G., y Breedveld, P. (2017). 3d-printed upper limb prostheses: a review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 12(3), 300-314. Descargado de <https://doi.org/10.1080/17483107.2016.1253117> (PMID: 28152642) doi: 10.1080/17483107.2016.1253117
- Touch bionics*. (s.f.). www.touchbionics.com. (Accessed: 2020-03-18)
- van der Riet, D., Stopforth, R., Bright, G., y Diegel, O. (2013, Sep.). An overview and comparison of upper limb prosthetics. En *2013 africon* (p. 1-8). doi: 10.1109/AFRCON.2013.6757590
- Vujaklija, I., Farina, D., y Aszmann, O. (2016, 07). New developments in prosthetic arm systems. *Orthopedic Research and Reviews*, 20168, 31-39. doi: 10.2147/ORR.S71468

- Williams, M. R., y Walter, W. (2015). Development of a prototype over-actuated biomimetic prosthetic hand. *PloS one*, 10(3), e0118817.
- Wormley, J. M., Lafontant, K., Sujumnong, N., y Edwards, R. A. (2015). Vision-based intelligent prosthetic robotic arm. *Worcester Polytechnic Institute*.
- Xu, K., Liu, H., Zenghui Liu, Du, Y., y Zhu, X. (2015). A single-actuator prosthetic hand using a continuum differential mechanism. En *2015 ieee international conference on robotics and automation (icra)* (p. 6457-6462).
- Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Travison, T. G., y Brookmeyer, R. (2008). Estimating the prevalence of limb loss in the united states: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(3), 422 - 429. Descargado de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999307017480> doi: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>
-

Lista de Acrónimos y Abreviaturas

| | |
|-------------|---|
| BMI | <i>Brain - Machine Interface.</i> |
| CC | Corriente Continua. |
| EEG | Electroencefalograma. |
| EMG | Electromiográficas. |
| EOG | Electrooculograma. |
| GDL | Grados De Libertad. |
| IHM | Interacción Hombre - Máquina. |
| IMU | Unidad de Medición Inercial. |
| MVC | Contracción Voluntaria Máxima. |
| PEA | Polímeros Electroactivos. |
| sEMG | EMG superficiales. |
| SMA | Aleaciones con memoria de forma o <i>Shape Memory Alloy</i> . |